

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku

Mapping of Electrical Potentials from the Chest Surface

Zadání bakalářské práce

Student: **Vendula Pavlíková**
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**
Téma: **Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku**
Mapping of Electrical Potentials from the Chest Surface

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s principem měření elektrokardiogramu (EKG).
2. Nastudování problematiky povrchového potenciálového mapování a návrh protokolu měření potenciálových map z povrchu hrudníku.
3. Realizace měření podle navrženého protokolu a vyhodnocení změřených dat v programu MATLAB.
4. Zobrazení potenciálové mapy hrudníku.
5. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

[1] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, 1 CD-R. ISBN 978-80-248-1491-9.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Michal Vožda**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě 2. května 2014


.....

Ráda bych na tomto místě poděkovala všem, kteří mi s prací pomohli, protože bez nich by tato práce nevznikla. Především bych chtěla poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Michalovi Voždovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc, a také za ochotu a konzultace při vytváření mé bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat všem pánům, kteří mi pomohli s měřením. Jmenovitě: Lukáš Velčovský, Filip Růžalovský, Jan Tomáš, Martin Ševela, Aleš Vybíral, František Pagáč, Tomáš Talabaj, Adam Šincl, Martin Puch a nakonec Tomáš Slavík. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat svým rodičům, kteří mě po celou dobu vytváření bakalářské práce plně podporovali.

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá mapováním elektrických potenciálů z povrchu hrudníku. Tato metoda snímání elektrické aktivity srdce je relativně novým způsobem zkoumání srdeční aktivity. Z důvodu složitosti měření se běžně nevyužívá v klinické praxi na rozdíl od EKG. Hustou sítí elektrod na povrchu hrudníku se zkoumá šíření elektrických potenciálů na jeho povrchu a také to, jak se potenciál šíří v závislosti na srdeční revoluci. Když jsou data naměřená, je důležité je zpracovat. Zpracováním dat se rozumí nejprve jejich předzpracování, které naměřený signál oddělí od rušivých vlivů s ohledem na zachování kvality signálu. A následné zpracování dat a vytvoření okamžitých amplitudových map (jedna z možných map), kde je zobrazeno šíření potenciálu na povrchu hrudníku. Z naměřených map je možné dále diagnostikovat srdeční poruchy díky vyšší diagnostické hodnotě, kterou zajišťuje hustější osazení elektrod.

Klíčová slova: EKG, mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku, biopotenciál, elektroda, filtry, interpolace, mapování, MATLAB, GUI

Abstract

Bachelor thesis deals with Body Surface Potential Mapping. This method is relatively new way of measuring electrical activity of heart. Because of its complexity is not ordinarily used in a clinical practice unlike ECG. Measuring of electrical potential is realized by dense net of electrodes on the chest surface. Once data have been measured, it is needed to process them. Processing of data means firstly their preprocessing, where signal is separated from undesirable drift in order to not making the less quality signal. Then there is a creating the amplitude map (one of possible map), where spreading the potential on the chest surface is displayed. Potential maps serve to better diagnosis of heart diseases thanks to dense net of electrodes.

Keywords: ECG, BSPM - Body Surface Potential Mapping, biopotential, electrode, filter, interpolation, mapping, MATLAB, GUI

Seznam použitých zkratek a symbolů

Ag	– Stříbro
AgCl	– Chlorid stříbrný
AHA	– American Heart Association
AV	– Atrioventrikulární
BSPM	– Body Surface Potential Mapping
DP	– Dolní propust
EKG	– Elektrokardiografie
FIR	– Finite impulse response
GUI	– Graphical User Interface
HP	– Horní propust
PC	– Počítač
SA	– Sinoatriální
SNR	– Signal to Noise Ratio

Obsah

Úvod	6
1 Teoretický rozbor	7
1.1 Srdce	7
1.2 Činnost srdce	7
1.3 Převodní systém srdeční	8
1.4 Elektrické projevy srdce	9
1.5 Elektrický vektor srdeční	11
1.6 Měření elektrické aktivity srdce	12
1.7 Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku (BSPM)	13
1.8 Arytmie	15
2 Postup měření	17
2.1 Zapojení měřicího řetězce	17
2.2 Příprava pacienta na měření	19
2.3 Měření elektrické aktivity srdce	21
3 Postup zpracování dat	23
3.1 Předzpracování dat (Preprocessing)	23
3.1.1 Artefakty	23
3.1.2 Artefakty z hlediska svého původu	23
3.1.3 Artefakty z hlediska interakce s užitečným signálem	24
3.1.4 Filtrace signálu	25
3.1.5 Filtr typu FIR	25
3.2 Zpracování dat (Processing)	27
3.2.1 Načtení dat z jednotlivých kanálů a načtení pozic elektrod	29
3.2.2 Vytváření biopotenciálové mapy	29
3.2.3 Výsledné zobrazení mapy	30
4 Grafické uživatelské rozhraní	32
5 Porovnání výsledných map	36
Závěr	39
6 Literatura	40
Literatura	40
Přílohy	41
A GUI	42

Seznam tabulek

1.1	Časový průběh a odpovídající úseky EKG křivky. [13]	11
-----	---	----

Seznam obrázků

1.1	Blokové schéma popisující krevní oběh v srdci	8
1.2	Převodní systém srdeční. [10]	9
1.3	Akční potenciál srdeční buňky. [11]	10
1.4	Elektrokardiografická křivka. [12]	10
1.5	Elektrický vektor srdeční. [18]	12
1.6	Typ rozložení elektrod na hrudníku. [14]	14
1.7	Typ rozložení elektrod na hrudníku. [4]	14
1.8	Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku.	15
2.1	Blokové schéma měřicího řetězce.	18
2.2	Biozesilovač rakouské firmy g.tec použitý pro měření.	18
2.3	Simulace měřicího řetězce v prostředí Simulink (MATLAB).	19
2.4	Grafické okno pro nastavení parametrů měření.	20
2.5	Rozložení elektrod v začátcích měření.	21
2.6	Rozložení elektrod v konečné fázi měření - hrudník.	21
2.7	Rozložení elektrod v konečné fázi měření - záda.	22
3.1	Artefakt při měření - pohybový a svalový artefakt.	24
3.2	Artefakt při měření - Kolísání izoliny.	25
3.3	Ukázka efektu filtrace horní propustí s mezním kmitočtem 0,5 Hz.	27
3.4	Ukázka efektu filtrace dolní propustí s mezním kmitočtem 60 Hz.	28
3.5	Ukázka efektu filtrace dolní propustí s funkcí okna - Hammingovo okno s mezním kmitočtem 60 Hz.	28
3.6	Postup kubické interpolace. [16]	30
4.1	Vzhled grafického uživatelského prostředí pro načtení dat.	33
4.2	Zaškrtávací boxy pro aplikaci filtrů na naměřená data.	33
4.3	Editační políčka pro výběr kanálů.	33
4.4	Rozbalovací menu pro výběr interpolační funkce a metody.	33
4.5	Posuvník pro úpravu rozpětí napětí.	34
4.6	Posuvník pro přeskokování obrázků.	34
4.7	Biopotenciálová mapa hrudníku.	35
4.8	Tlačítka pro ukládání obrázků a dat.	35
5.1	Signál z jedné elektrody - jedna srdeční revoluce.	36
5.2	Biopotenciálové mapy zachycující šíření depolarizační vlny na hrudníku - lineární interpolace.	37
5.3	Biopotenciálové mapy zachycující šíření depolarizační vlny na hrudníku - kubická interpolace.	37
5.4	Biopotenciálové mapy zachycující šíření depolarizační vlny na hrudníku - interpolace v4	38
5.5	Biopotenciálové mapy zachycující šíření depolarizační vlny na zádech - interpolace v4.	38
5.6	Biopotenciálové mapy zachycující jeden okamžik šíření depolarizační vlny na hrudníku u pacienta s arytmiemi - interpolace v4.	38
A.1	Vzhled grafického uživatelského prostředí	42

SEZNAM OBRÁZKŮ

B.1	Analýza grafického uživatelského prostředí pomocí nástroje Profiler v prostředí MATLAB.	43
-----	---	----

Úvod

Srdce je jedním z nejdůležitějších orgánů lidského těla. Srdeční činností je okysličená krev transportována do celého těla a umožňuje tak prokrvování orgánů a tkání. Srdce vykazuje také elektrickou aktivitu, která je vytvářena vznikem a šířením elektrického potenciálu. Tento proces zajišťuje pravidelné stahy a uvolnění, které vypuzují krev do celého těla. S elektrickou aktivitou srdce je také spojeno šíření potenciálu, který se distribuuje na povrchu hrudníku. Šíření potenciálů na povrchu hrudníku se zabývá tato bakalářská práce.

Záznamem elektrické aktivity srdce je elektrokardiografická křivka, která zachycuje depolarizaci a repolarizaci srdce vlivem šíření vzruchu. Klasické EKG je určeno pro diagnostiku elektrické aktivity srdce a je běžně využíváno v klinické praxi. Avšak pro léčbu pacienta je důležité vědět, jakým způsobem se potenciál šíří v těle, k diagnostikování a zobrazování slouží biopotenciálové mapování neboli mapování elektrické aktivity z povrchu hrudníku. Tato metoda se v dnešní době prozatím nepoužívá v klinické praxi z důvodu složitosti měření. Neexistují tedy přesné postupy, jak biopotenciálové mapování provádět. Tím naopak je umožněno vědeckému zkoumání a zjišťování kvalitnějších a lepších postupů, které budou vést k usnadnění diagnostiky v oblasti srdečních poruch.

Metoda biopotenciálového mapování skýtá mnoho možností pro výzkum, ať už v oblasti rozložení elektrod na povrchu hrudníku či zad, ale také následná rekonstrukce signálu, jeho zpracování a vyhodnocování. Lidské tělo je u každého jedince anatomicky odlišné, tudíž nastolení jednotného způsobu vyšetřování u této metody je velice obtížné hlavně z hlediska rekonstrukce signálu a jeho co možná nejvěrohodnějšího přenesení do digitální podoby. Velmi slibný je výzkum v oblasti inverzního problému, který se zabývá rekonstrukcí šíření potenciálů z povrchu hrudníku, aby bylo zjištěno šíření potenciálů v samotném srdci, což by velice usnadnilo v budoucnu včasnou diagnostiku srdečních onemocnění.

Cílem této bakalářské práce je zobrazení biopotenciálových map zdravých pacientů a pacientů s arytmiemi.

1 Teoretický rozbor

1.1 Srdce

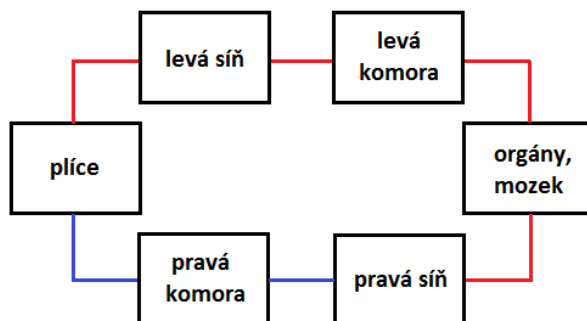
Srdce (cor) je velmi výkonná pumpa, která zajišťuje cirkulaci krve v celém těle. Je to dutý orgán, který je uložen mezi plícemi za hrudní kostí v obalu zvaném pericardium neboli osrdečník. Srdeční stěny jsou tvořeny ze svaloviny, která se rozlišuje na 3 vrstvy – endokard, myokard a epikard. Endokard je tenká lesklá blána, která vystýlá vnitřní část srdce. Myokard je svalová vrstva tvořená příčně pruhovanou svalovinou, která je různě silná. A epikard je tenká vrstva elastického vaziva na povrchu srdce. [1]

Srdce se skládá z levé a pravé síně (atrium sinister, dexter) a z levé a pravé komory (ventriculus sinister, dexter). Uvnitř srdce jsou dva typy srdečních chlopní, které mechanicky umožňují proudění krve ze síní do komor. Toto mechanické proudění krve zajišťují trojcípá a dvojcípá chlopeň. Trojcípá chlopeň (valva tricuspidalis) se nachází mezi pravou síní a pravou komorou a dvojcípá chlopeň (valva bicuspidalis) se nachází mezi levou síní a levou komorou. Dalšími srdečními chlopněmi jsou poloměsíčné chlopně (valvae semilunares), které se nachází u odstupu plicnice z pravé komory a aorty z levé komory. [1]

Nejdůležitější funkcí srdce je udržovat krevní oběh v těle, který je nutný pro okysličení organismu a přenosu živin do jednotlivých orgánů a také přenos mnoha nejrůznějších látek mezi orgány a tkáněmi. [1]

1.2 Činnost srdce

Srdce pracuje jako účinné čerpadlo, které zajišťuje cirkulaci krve v cévách. Činnost srdce provádí pravidelné stahy (systoly) a uvolnění (diastoly) srdečního svalu. Při diastolické fázi se srdce naplní krví a po té při systolické fázi je krev vypuzena do oběhu, kdy pravá část srdce vypuzuje krev do plicního oběhu a levá část srdce zásobuje orgány a tkáně neboli systémový oběh krve. Okysličení krve probíhá následovně: pravá komora vypudí krev do plicního oběhu, kde se okyslíčí, po té se vrací zpět do levé komory, kde je vypuzena do tělního oběhu, zásobuje orgány a tkáně okysličenou krví a po té se žilním oběhem vrací zpět do pravé části srdce a celý proces se opakuje znovu. Přibližně 60 – 70 ml krve je vypuzeno při jedné systole v klidu. Minutový objem srdeční je objem krve, který je vypuzen z komor za dobu 1 min, což je přibližně 5 – 6 l taktéž v klidu. A standartní (klidová) tepová frekvence se uvádí na 70 – 80 tepů/min. [1, 2]



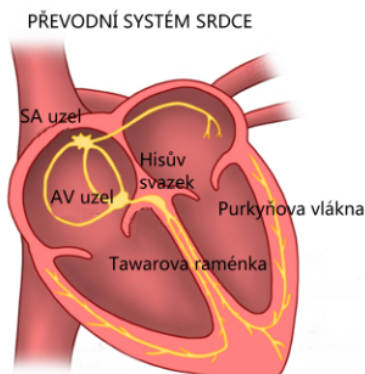
Obrázek 1.1: Blokové schéma popisující krevní oběh v srdci .

1.3 Převodní systém srdeční

Celý srdeční cyklus je řízený elektrickými ději neboli převodním systémem srdečním. Tento převodní systém je tvořen soustavou buněk v srdci, která umožňuje vznik a přenos vzruchů. Vzruchy se šíří v jednotlivých částech srdce. Na převodním systému srdečním se podílí tyto části srdce, které jsou vidět na obrázku 1.2 [2]:

- sinoatriální uzel (SA),
- internodální síňové spoje,
- atrioventrikulární uzel (AV),
- Hisův svazek,
- Tawarova raménka - pravé a levé,
- Purkyňová vlákna.

Vzruch se tvoří v sinoatriálním uzlu, primárním pacemakeru, který určuje frekvenci srdce (sinusová), protože má vyšší frekvenci než ostatní části převodního srdečního systému. Sinoatriální uzel se nachází v horní části pravé síně. Ze sinoatriálního uzlu se vzruch šíří na síně, kde se pomocí internodálních síňových spojů spojující SA uzel s AV uzlem, vzruch šíří dále. Když vzruch dorazí do atrioventrikulárního uzlu, který leží v dolní části pravé síně, tak se dále šíří do Hisova svazku, který volně navazuje na atrioventrikulární uzel. V momentě, kdy vzruch opustí SA uzel, tak funkci pacemakeru přejímá AV uzel. Z Hisova svazku vzruch dále přechází v pravé a levé raménko. Raménka jsou oddělena mezikomorovým septem a končí v myokardu obou komor v Purkyňových vláknech. Vzruch, který zde končí, vyvolá systolu a následné vypuzení krve do oběhu. [1, 2]



Obrázek 1.2: Převodní systém srdeční. [10]

1.4 Elektrické projevy srdce

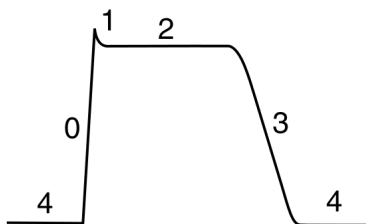
V srdci existují dva typy buněk, které se podílejí na elektrické aktivitě srdce. Prvními jsou buňky převodního systému srdečního, které vedou vzruchy. Dalšími typy buněk jsou svalové buňky, které reagují na elektrické podněty kontrakcí. [1, 2]

Šířením akčního potenciálu pomocí převodního systému srdečního a okolní svalovinou vzniká elektrické pole v srdci. Při podráždění buňky dochází k dočasné změně polarity membrány, což se nazývá akční potenciál. Jeho spouštěcím mechanismem je změna membránového napětí až na prahovou hodnotu. Akční potenciál buňky srdečního svalu má 5 fází:

1. depolarizace,
2. transpolarizace,
3. plató,
4. repolarizace,
5. obnovení klidového stavu.

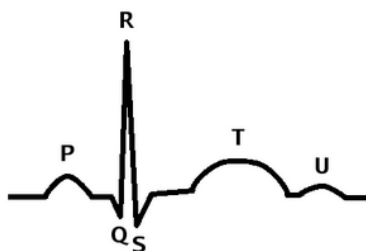
Zvýšením propustnosti membrány pro sodíkové kationty Na^+ způsobí depolarizaci buňky. Tyto kationty proudí do buňky vlivem jejich nízké koncentrace uvnitř a zápornému elektrickému potenciálu intracelulárního prostoru. Čímž způsobí, že se membránové napětí snižuje a to zapříčiní transpolarizaci. Propustnost membrány pro Na^+ kationty klesne a membránové napětí se vrací k nule, což způsobuje tok draslíkových kationtů K^+ ven z buňky. Proti draslíkovým kationtům působí tok vápníkových kationtů Ca^{2+} , který je zhruba poloviční. Tím je klesání membránového napětí zpomaleno a nastává fáze plató. Vápníkové kationty Ca^{2+} proudící do buňky jsou zpomaleny a tím nastává fáze repolarizace a po té následuje obnovení klidového membránového napětí. Doba trvání akčního potenciálu je okolo 200 - 400 ms. [1, 2]

1 TEORETICKÝ ROZBOR



Obrázek 1.3: Akční potenciál srdeční buňky. [11]

Elektrická aktivita srdce je způsobena vznikem a šířením potenciálu. Její záznam se nazývá elektrokardiogram - EKG (obrázek 1.4) a skládá se z jednotlivých vln. Součástí EKG záznamu je izoelektrická linie, vodorovná čára, kterou zapisuje elektrokardiograf v době, kdy se nic neděje, anebo v době mezi srdečními revolucemi (srdeční revoluce popisuje jeden srdeční cyklus, kde systola a diastola se pravidelně střídají). Úseky P-Q a S-T se do izoliny promítají taktéž. Při EKG záznamu dochází ke kolísání izoliny, které je způsobeno dýcháním, pohybovými artefakty a přeměně chemického složení elektrody, která slouží k snímání elektrické aktivity srdce. Kolísání izoliny se projevuje ve sklonu EKG křivky a jejím mírným klesáním či stoupáním. Tento nežádoucí vliv se při zpracování naměřených dat musí softwarově odstranit (filtrace dat). Této problematice bude věnována další kapitola. [1, 2]



Obrázek 1.4: Elektrokardiografická křivka. [12]

Jak je vidět na obrázku 1.4, EKG křivka začíná vlnou P, která charakterizuje vznik akčního potenciálu v sinoatriálním uzlu, který se šíří na svalovinu síní a zároveň je depolarizuje. Zde nastává systola síní, po které se otevřou komorové chlopně. V tomto okamžiku jsou síně zcela depolarizovány a akční potenciál se šíří skrz atrioventrikulární uzel, Hisův svazek a Tawarova raménka. Pomalým vedením přes atrioventrikulární uzel se zpomalí postup depolarizace ze síní na komory a také se dojde oddělení systoly síní na systoly komor. Tento úsek je charakterizován PQ intervalem. Dále nastává depolarizace komor, kterou představuje QRS komplex (složen z kmitů Q, R a S). Vzruch se šíří přes Hisův svazek a Tawarova raménka až na mezikomorové septum, kde se depolarizace šíří zleva doprava. Srdeční vektor má stejný směr jako depolarizace, tím elektrokardiogram zaznamená negativní kmit Q a kladný kmit R. Vzruch neboli akční potenciál se šíří k apexu (hrotu) srdce, což charakterizuje vysoký kmit R. Depolarizace se dále šíří přes Purkyňova vlákna na myokard obou komor směrem od endokardu k epikardu. Srdeční

1 TEORETICKÝ ROZBOR

vektor v tomto okamžiku bude směřovat doleva a po té doleva nahoru, což znamená ukončení komorového QRS komplexu. Když skončí depolarizace, srdeční aktivita je na chvíli nulová a buňky se nachází ve fázi plató, což představuje ST úsek. Po tomto úseku nastává repolarizace komor, která jde směrem od epikardu k endokardu. Repolarizace však neprobíhá stejně jako depolarizace kvůli komorové nesymetrii a to se projeví, jako vlna T. V tabulce č. 1 jsou zaznamenány jednotlivé vlny kardiogramu s časovým a dějovým popisem. [1, 2]

Tabulka 1.1: Časový průběh a odpovídající úseky EKG křivky. [13]

EKG	ÚSEK	ČAS [ms]	VEDENÍ [ms]
Vlna P	SA uzel		
Vlna P	tvorba podnětů	0	0,05
Vlna P	depolarizace síní - pravá	50	0,8 - 1,0
Vlna P	depolarizace síní - levá	85	0,8 - 1,0
Úsek P-Q	AV uzel		
Úsek P-Q	vedení impulsu	50	0,5
Úsek P-Q	vedení impulsu	125	0,5
	aktivování Hisova svazku	130	1,0-1,5
	aktivování konců ramének	145	1,0-1,5
	aktivování Purkyňových vláken	150	3,0-3,5
QRS komplex	vnitřní strana myokardu — pravá komora	175	1,0 v myokardu
QRS komplex	depolarizována — levá komora	190	1,0 v myokardu
QRS komplex	vnější strana myokardu — pravá komora	205	1,0 v myokardu
QRS komplex	depolarizována — levá komora	225	1,0 v myokardu

1.5 Elektrický vektor srdeční

Při popisu EKG křivky v předchozí podkapitole je popsán nejen průběh EKG křivky, ale také průběh vektoru srdečního během jednotlivých částí srdečního cyklu. Jelikož EKG záznam popisuje průběh elektrického srdečního pole pouze v osách x a y, bylo vyvinuto úsilí, aby záznam mohl být popsán ve všech třech osách. [3, 4]

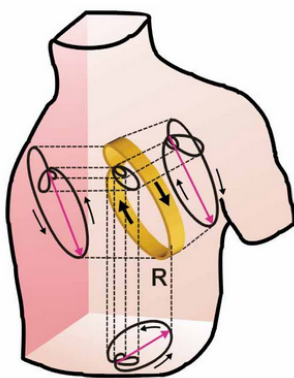
Elektrický vektor srdeční sčítá v každém okamžiku srdeční akce velké množství vektorů do jednoho výsledného. Tento výsledný vektor charakterizuje okamžitý stav elektrického srdečního pole, který se mění v závislosti na změně polarizace tohoto pole, proto ho také nazýváme okamžitý či momentální vektor. Srdeční vektor opisuje stejnou dráhu jako EKG, tudíž se vyvíjí přes všechny segmenty průběhu EKG a mění svůj směr a velikost v průběhu srdeční periody. Během jednotlivých částí EKG křivky – P vlny, QRS komplexu a T vlny se sčítají vektory a směr nejdelšího sečteného vektoru v každé z částí je elektrickým vektorem srdečním. Nejdůležitější a největší osou, je elektrická osa QRS komplexu. Vektor je nulový a leží v tzv. elektrickém středu srdce, pokud jsou buňky klidově polarizovány nebo pokud jsou buňky depolarizovány. Mezi stavem polarizace a depolarizace opisuje

1 TEORETICKÝ ROZBOR

vektor 3 smyčky tedy různé trajektorie v prostoru – při depolarizaci a repolarizaci síní a při depolarizaci a repolarizaci komor. [3, 4, 5]

Při standartním vývoji depolarizace je směr srdečního vektoru stejný s podélnou osou srdce. Sklon vektoru vzhledem k horizontální ose je -30° , $+150^\circ$. Pokud je sklon vyšší než 105° , jedná se o posun vektoru doprava. Na druhé straně pokud je sklon nižší než 30° , jedná se o posun vektoru doleva. [3, 4, 5]

Elektrická osa srdeční je výsledným vektorem depolarizace komor ve frontální rovině narozdíl od srdečního vektoru, který opisuje svou dráhu v prostoru. Osa je reprezentována výsledným vektorem maximálních výchylek komplexu QRS. Dále můžeme také stanovovat další elektrické osy pro vlnu P, úsek ST a pro vlnu T. Sklon srdeční osy určuje uložení srdce v hrudníku, morfologie myokardu komor a jejich depolarizace. Výchylka osy může nastat při poruchách vedení uvnitř komor či jejich zúžení. [3, 4]



Obrázek 1.5: Elektrický vektor srdeční. [18]

1.6 Měření elektrické aktivity srdce

Srdeční buňky se podílejí na vzniku elektrického pole srdce. Toto pole je vytvářeno především srdeční činností a díky vodivému prostředí v těle je možné snímat tuto srdeční aktivitu z povrchu těla. Pro měření elektrické aktivity srdce se používá především neinvazivní metoda, kdy pacient má na definovaných místech přiložené či přilepené elektrody a je tak možné měřit napětí unipolárně nebo bipolárně. Svody jsou definovány jako rozdíly potenciálů. Místa snímání potenciálu jsou především na hrudníku a končetinách, existují i jiná místa pro snímání potenciálů, ale ta se používají ojediněle ve speciálních případech. V praxi se nejčastěji využívá systém dvanácti svodů, které se dále dělí podle svých autorů do tří skupin [2]:

- Eithovenovy bipolární končetinové (I, II, III),
- Goldbergerovy unipolární končetinové (aVR, aVL, aVF),
- Wilsonovy unipolární hrudní (V1 - V6).

Pro obvyklé vyšetření EKG se používají 3 elektrody končetinové a 6 elektrod hrudních. Toto zapojení je dostatečné pro naměření EKG, avšak pokud je zapotřebí vyšetřit všechny srdeční oddíly, běžné dvanácti-svodové EKG nestačí. Proto se používají přídatné svody. Jedny z nich jsou unipolární hrudní svody, které se nazývají etážové svody. Dále existují jícnové svody, které slouží k vyšetření levé síně a zadní stěny levé komory. [7]

Existují také jiné svodové systémy a rozložení elektrod. Jedním z nich je Nehbův trojúhelník, který snímá bipolárně pomocí třech elektrod, které jsou rozloženy na hrudníku. Dalším systémem je Frankův korigovaný ortogonální systém, který je nejčastějším svodovým systémem používaným ve vektorkardiografii. Tento systém snímá pomocí sedmi elektrod. V neposlední řadě existuje korigovaný ortogonální systém McFee-Parungao, který snímá pomocí devíti-svodového systému. Pro dlouhodobý záznam EKG slouží Holterovo monitorování neboli ambulantní monitorování, které využívá jeden, spíše častěji dva svody - jeden hrudní a jeden končetinový (nejnověji až 12 elektrod). Dlouhodobé snímání elektrické aktivity srdce umožňuje zjištění vzácně se vyskytující poruchy rytmu, která by se při normálním záznamu dvanácti-svodového EKG nedala zachytit. [7]

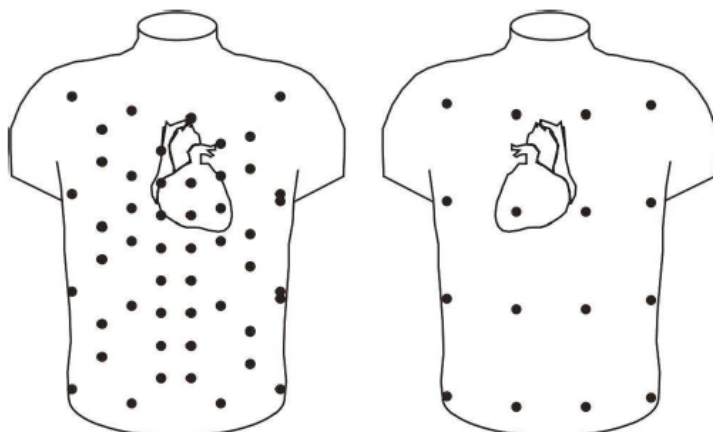
Končetinové elektrody jsou zpravidla klipsové a hrudní elektrody jsou zpravidla balónkové. Dále se používají Ag nebo Ag/AgCl elektrody, které bývají většinou nalepovací. U všech elektrod je nejprve potřeba řádně očistit povrch těla, aby se dosáhlo co nejnižšího přechodového odporu elektrody a byl tak umožněn co nejlepší EKG záznam. Pro lepší snímání se také používají gely. [2, 4]

1.7 Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku (BSPM)

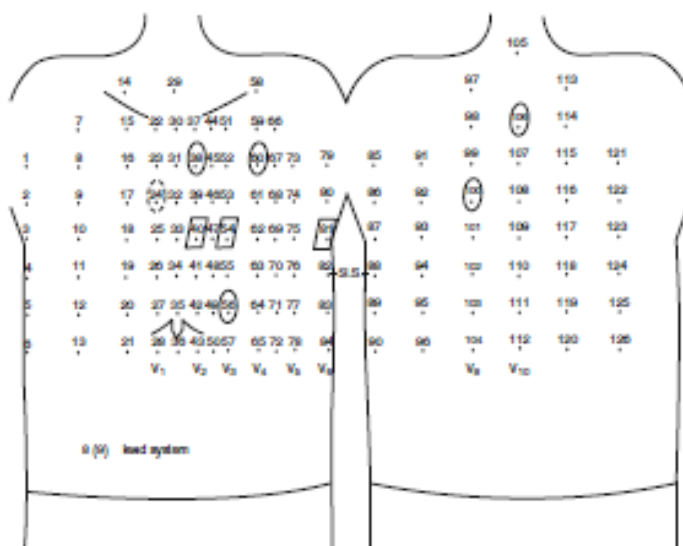
Tato neinvazivní metoda zaznamenávání srdeční aktivity snímá elektrické potenciály z několika desítek až stovek elektrod (64, 128, 192, 242 až 512 elektrod). Je principiálně založena na měření EKG. Elektrody, které jsou použité pro snímání elektrické aktivity srdce, jsou umístěny, tak jako v případě Wilsonových unipolárních hrudních svodů na hrudníku. Rozdíl ale spočívá v tom, že zde je využito daleko více elektrod pro snímání. Počet elektrod pro snímání se může lišit měření od měření, tudíž není pevně dán. Záleží na tom, s jakou přesností chceme měření provést. Pro měření se nejčastěji využívají Ag/AgCl elektrody, v některých případech balónkové. Cílem je utvořit co možná nejvíce hustou síť elektrod, aby vyhodnocování dat bylo co nejpřesnější. Měření tedy umožňuje vyšší diagnostickou hodnotu, na druhou stranu je potřeba precizního měření. Rozmístění elektrod se může také lišit, existuje mnoho způsobů, jak se elektrody rozloží na celém hrudníku, jelikož v současné době neexistují standardy, které by přesně určovaly přesné pozice elektrod. Je taky možné umístit elektrody na záda a tímto snímat šíření potenciálů na zadní straně. Všechny tyto varianty jsou možné a po celém světě jsou aplikovány. Na obrázcích 1.6 a 1.7 jsou zobrazeny rozložení elektrod, které se využívají. [6, 7, 8]

Když jsou data naměřena, provádí se jejich zpracování tak, aby se ve výsledku použil užitečný signál, ze kterého je možné vytvářet a následně diagnostikovat mapy. Zpracováním se myslí filtrace signálu tak, aby se neztratily užitečné informace a zároveň se signál oddělil od rušivých vlivů. Následné vytváření map tedy slouží pro vizualizaci a zobrazení šíření elektrického potenciálu, který je vytvářen srdečními buňkami, na povrchu hrudníku a zad. Mapy dělíme podle způsobu dalšího zpracování naměřených signálů:

1 TEORETICKÝ ROZBOR

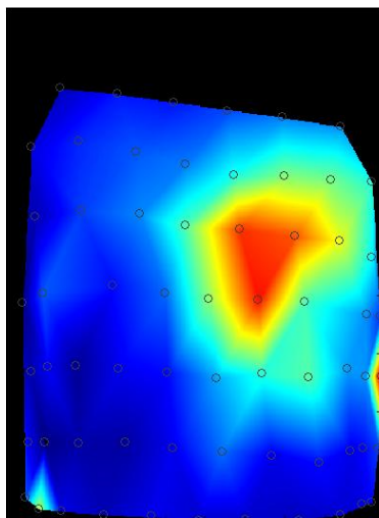


Obrázek 1.6: Typ rozložení elektrod na hrudníku. [14]



Obrázek 1.7: Typ rozložení elektrod na hrudníku. [4]

okamžikové potenciální mapy, integrálové mapy, izochronní mapy, rozdílové mapy a odchylkové mapy. Tato bakalářská práce se bude zabývat okamžikovými potenciálními mapami. Ukázkou takové mapy je možné vidět na obrázku 1.8. [6, 7]



Obrázek 1.8: Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku.

Vytvořené mapy po té slouží k diagnostikování a přesnějšímu určení případných onemocnění, patologií a nálezů. Je jasné, že v případě srdeční poruchy se depolarizační vlna bude šířit jinak, než u zdravého pacienta a úkolem je tedy zjistit odlišnosti v šíření a tím ulehčit diagnostiku. Předmětem této bakalářské je porovnání potenciálových map jak zdravých pacientů, tak pacientů se srdečními poruchami - arytmiemi. [článek 297, comprehensive electrocardiology]

Díky obtížnosti měření potenciálových map se v praxi více využívá pro zaznamenání elektrické aktivity srdce měření EKG, které je časově méně náročné a poskytuje potřebné vyšetření, na jehož základě může kardiolog provést dalšímu diagnostiku. Proto se biopotenciálové mapování nevyužívá v běžné klinické praxi díky celkové náročnosti. Pokud kardiolog potřebuje podrobnější vyšetření pacienta, přistupuje se k biopotenciálovému mapování. Hustá síť elektrod umožňuje podrobnější snímání šíření potenciálu v těle, a tím má výsledná mapa velké rozlišení, které umožňuje přesně lokalizovat zdroje elektrických signálů uvnitř těla a charakterizovat je. Tím se dá přesněji detekovat malé změny elektrického potenciálu, což EKG neumožňuje. Každá elektroda také obsahuje unikátní informace o šíření depolarizačních a repolarizačních vln. Výhled do budoucna nabízí biopotenciálovému mapování velké možnosti pro další výzkum, zejména v oblasti inverzního problému v EKG, který se zabývá rozložením potenciálu v samotném srdci. [6, 7, 8]

1.8 Arytmie

Elektrický potenciál se na povrchu hrudníku šíří u zdravých pacientů jinak v porovnání s pacienty se srdečními poruchami. Jelikož arytmie jsou druhem onemocnění, u kterých bude nejvíce vidět rozdíl, byly vybrány pro porovnání biopotenciálových map.

Arytmie jsou označovány jako všechny poruchy tvorby vzruchu, buď s odlišným místem vzniku vzruchu, s odlišnou frekvencí a dalšími poruchami vedení vzruchu. Nezna-

1 TEORETICKÝ ROZBOR

mená však, že arytmie musí být vždy nepravidelná aktivita srdce (v některých případech jsou arytmie zcela pravidelné, jako například sinusová tachykardie nebo bradykardie). EKG slouží jako velmi spolehlivá metoda pro odhalení arytmií. [9]

Existuje celá řada poruch srdečního rytmu a jejich projevy na organismus jsou různé. Mohou se projevovat fibrilací síní, dušností a v některých případech taky nedostatečnou perfúzí centrální nervové soustavy a pocity na omdlení či krátkodobou poruchou zraku a závratěmi. Komorová tachykardie či komorová fibrilace patří k životu nebezpečným arytmiím. Při těchto arytmiích se člověk dostává do šoku s bezvědomím a nehmatným pulsem a neměřitelným tlakem, které vedou k smrti, pokud nejsou urgentně léčeny. Jsou také další arytmie, které se mohou objevit u zdravého člověka - např. extrasystoly. Tyto arytmie jsou většinou průvodními jevy srdečních onemocnění (ischemická choroba srdeční, embolie plic). [9]

2 Postup měření

Jak bylo již uvedeno v předchozí kapitole, naměření elektických potenciálů pomocí metody biopotenciálového mapování je poměrně složité měření, při kterém se musí velice dbát na jeho přesnost, a také se musí brát v potaz spousta faktorů ovlivňující měření. Je tedy nutné, aby měření bylo provedeno precizně. Člověk, který provádí měření musí zkontrolovat nejen to, aby v místnosti nebyly rušivé vlivy na měření, ale nutná je také kontrola nalepené sítě elektrod tak, aby naměřené signály byly užitečné a výstupem nebyla pouze změt' nepřehledných signálů, ze kterých se nedají přehledně vyčíst informace. Dalším požadavkem je uvedení pacienta do naprostého klidu, jak fyzického, tak i psychického, ve kterém bude uvolněně sedět popřípadě ležet a bude možné naměřit elektrickou aktivitu srdce. Postup měření je tedy následovný:

1. zapojení měřicího řetězce,
2. příprava pacienta na měření,
3. měření elektrické aktivity srdce.

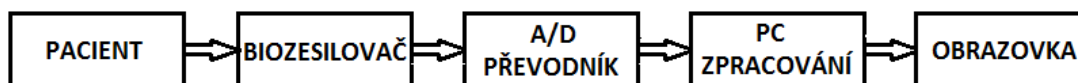
2.1 Zapojení měřicího řetězce

K samotnému měření je potřeba následující zařízení: PC, biozesilovač, vodiče, propojení PC s biozesilovačem. Biozesilovač je elektrické zařízení, které je učeno k oddělení a zesílení měřeného signálu, který je přiveden na vstup zesilovače. Tento signál je zesílen až 1 000 krát. Pro zaznamenávání biologického signálu se používá diferenční zesilovač, který snímá měření rozdílů dvou potenciálů. Napětový rozsah EKG činí 0,5 - 5 mV, přičemž u QRS komplexu rozsah amplitudy se pohybuje v rozmezí 0,3 - 2 mV. Důležitými parametry biozesilovače jsou diferenční kvocient (SNR (Signal-to-Noise-Ratio) určuje rozdíl poměr signálu a šumu) a dále citlivost (vyjadřuje počet mV na vstupu, který odpovídá 10 mm výchylky - 10 mm/mV). [4, 7, 8]

Součástí biozesilovače je A/D převodník, který převádí analogový elektrický signál na digitální. Převod probíhá na vzorkovacím a kvantovacím obvodu. Vzorkování se provádí podle Nyquistova teorému, který udává, že nejlepší rekonstrukce signálu je možná pouze tehdy, když je vzorkovací frekvence větší než dvojnásobek maximální frekvence f_{max} vzorkovaného signálu. Pokud se použije nižší frekvence můžou se objevit v důsledku tzv. aliasingu frekvence, které v původním signálu vůbec nebyly. Proto se používá antialiasingový filtr typu dolní propust s mezní frekvencí, která je nižší než polovina vzorkovací frekvence. V praxi se používá pro EKG vzorkovací frekvence v rozmezí 256 až 512 Hz. Druh A/D převodníku také určuje kvantování signálu, kde pro n -bitový převodník existuje 2^n kvantizačních úrovní. [4, 7, 8, 21]

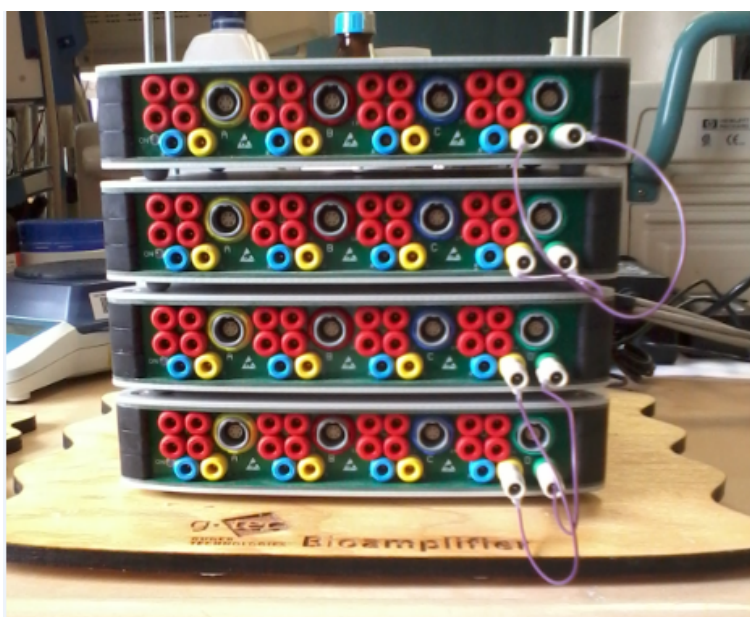
Biozesilovač g.USBamp rakouské firmy g.tec byl použit při měření a je zobrazen na obrázku 2.2. Z obrázku je patrné, že byly použity 4 biozesilovače, z nichž jeden blok obsahuje 16 kanálů, tudíž dohromady bylo využito 64 kanálů. Mezi hlavní parametry patří vzorkovací frekvence, která činí 2,4576 MHz a počet kvantizačních úrovní 24-bit. Bi-

2 POSTUP MĚŘENÍ



Obrázek 2.1: Blokové schéma měřicího řetězce.

ozesilovače lze ovládat pomocí programovacích prostředí MATLAB, MATLAB Simulink či LabView. [21]

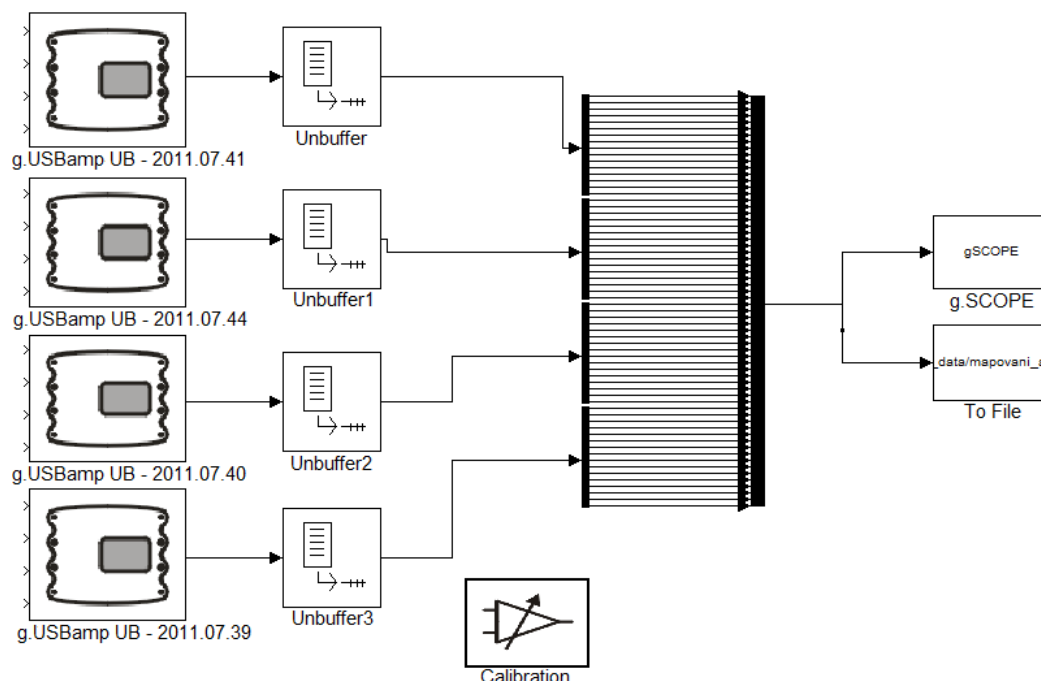


Obrázek 2.2: Biozesilovač rakouské firmy g.tec použitý pro měření.

Propojení mezi biozesilovačem a pacientem bylo vytvořeno pomocí vodičů. Biozesilovač byl spojen s PC pomocí USB kabelů. Pro účely měření byl vytvořen měřicí software v programu MATLAB Simulink, který je možné vidět na obrázku 2.3. Software měřicího řetězce obsahuje jednotlivé biozesilovače, které byly použity. Součástí biozesilovače je A/D převodník, který analogové signály převádí na digitální a umožňuje jejich zobrazení na obrazovce (pomocí g.SCOPE). V simulačním prostředí je možné naměřené signály ukládat pomocí bloku „To File“. Zde je možné nastavení formátu uložení dat a jejich pojmenování. Jako poslední je blok „Calibration“, která slouží ke kalibraci jednotlivých kanálů biozesilovače.

V momentě, kdy je měřicí řetězec sestaven, nastaví se parametry měření. Na obrázku 2.4 je zobrazeno grafické okno, ve kterém se nastavují parametry měření. Nejprve je důležité zaškrtnout kanály, které budou zaznamenávat signál, tedy všech 16 kanálů. Dále se musí zaškrtnout propojení referencí a zemí v jednom bloku zesilovače. Mezi jednotlivými biozesilovači jsou reference a země propojeny pomocí vodičů, tudíž se pro měření zapojuje pouze jedna reference a jedna země na poslední blok biozesilovače. Dalším důleži-

2 POSTUP MĚŘENÍ



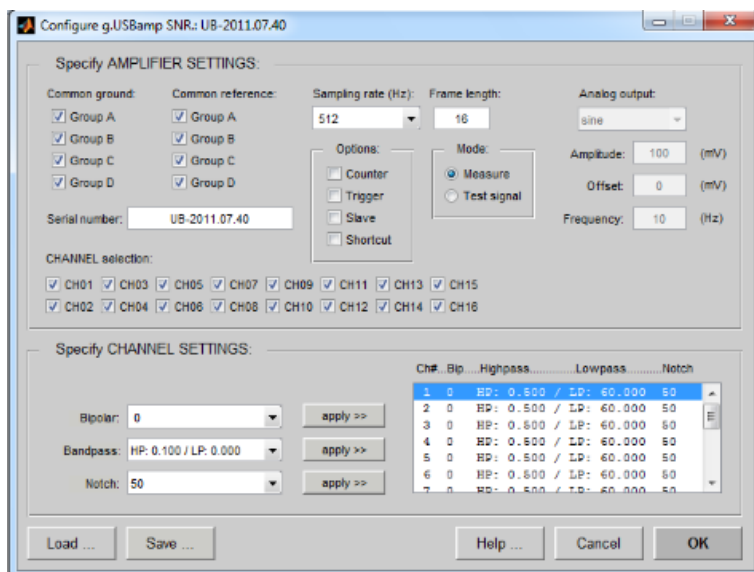
Obrázek 2.3: Simulace měřicího řetězce v prostředí Simulink (MATLAB).

tým parametrem je vzorkovací frekvence, která se volí v rozsahu 32 - 4800 Hz. Pro volbu vzorkovací frekvence platí Nyquistův teorém, který uvádí, že vzorkovací frekvence musí být dvakrát větší, než maximální frekvence vzorkovaného signálu. Ve většině případů byla vzorkovací frekvence zvolena 256 nebo 512 Hz. V neposlední řadě se nastavují filtry - NOTCH a rozpětí HP a DP, a také způsob měření - bipolární, unipolární. Pro měření k této bakalářské práci bylo nejčastěji nastavováno: NOTCH filtr 50 Hz, rozpětí DP a HP nejčastěji 0,5 - 60 Hz, v některých případech 0,5 - 200 Hz, v závislosti na okolním rušení a unipolární způsob měření.

2.2 Příprava pacienta na měření

Když je měřicí řetězec sestaven a je plně funkční, je potřeba připravit pacienta na samotné měření. Velmi důležité je vytvořit pro měření „ideální“ podmínky, aby pacient měl plný komfort a měření nenarušovaly nežádoucí vlivy. Během proběhlých měření byly zjištěny problémy, které významným způsobem ovlivňují měření a mají za následek nekvalitně naměřený signál. Mezi hlavní problémy patří chlad v místnosti, který způsobuje třes pacienta a ten má za následek významné rušení signálu a promítnutí svalových artefaktů do něj. Dalším významným problémem je přilnavost a odlepování elektrod. Samotné vodiče jsou příčinou odlepování elektrod a svou celou váhou mohou elektrody dokonce strhnout. Špatnou přilnavost také způsobuje nerovnoměrný povrch, kam se elektrody lepí a u mužů zejména jejich ochlupení. Posledním významným vlivem na špatný signál

2 POSTUP MĚŘENÍ



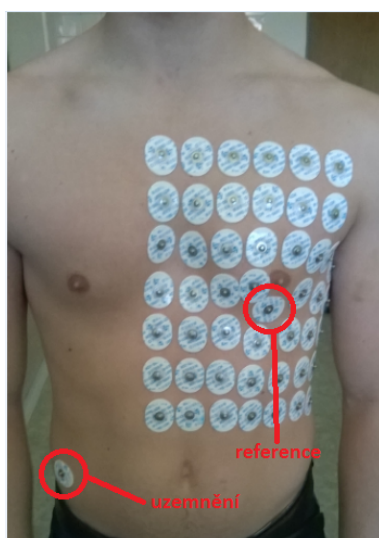
Obrázek 2.4: Grafické okno pro nastavení parametrů měření.

je vliv okolních přístrojů. Před přilepením elektrody je nutné povrch hrudníku důkladně očistit, aby se zamezilo velkému přechodovému odporu elektrody. Systém nalepování elektrod se v průběhu měření změnil, jelikož bylo zjištěno, že elektrody, které jsou dál od srdce je zbytečné umísťovat, protože je tam velice malý potenciál a pro vyhodnocování dat jsou tato místa naprosto neefektivní. Tím se tedy došlo k závěru zhuštění sítě elektrod kolem srdce a přesunutí nadbytečných elektrod na záda. Předtím probíhalo měření v leže, po přesunutí elektrod na záda probíhala měření v sedě. Inspirace pro rozložení elektrod se zakládala na prostudování vědeckých článků, kde bylo popisováno umístění elektrod. [7, 14] Pro inspiraci byly použity tyto obrázky 1.6 a 1.7. Pro tuto bakalářskou práci bylo použito následovné rozdělení (fotky pořízené během měření). V první fázi měření bylo používáno rozložení elektrod na obrázku 2.5. Později se začalo používat rozložení elektrod, které je ozobrazeno na obrázcích 2.6 a 2.7, které se už po zbytek měření zachovalo v přibližně stejné podobě. Docházelo akorát k nepatrným změnám počtu elektrod v jednotlivých řadách v důsledku anatomických odlišností pacientů. Problémem metody biopotenciálového mapování je, že v současné době neexistují standardy, které by přesně definovaly počet elektrod na hrudníku a jejich rozmístění, jsou pouze určitá doporučení, avšak rozmístění elektrod může osoba, která měření provádí, vytvořit podle nastudovaných doporučení sama. Na obrázku 2.6 je možné vidět 2 elektrody, které jsou umístěny jinak, než zbytek ostatních elektrod. Tyto elektrody jsou zapojeny jako reference a uzemnění. Referenční elektroda byla umístěna hned u srdce opačným směrem, než všechny ostatní a zemnicí elektroda byla umístěna na pravém boku pacienta. Během jednotlivých měření bylo vyzkoušeno různé umístění referenčních a zemnicích elektrod, nejčastěji byly vyzkoušeny kombinace končetin, avšak výsledný způsob zapojení byl pro měření praktický a naměřený signál byl kvalitnější a bylo dosaženo nižšího šumu v signálu.

2 POSTUP MĚŘENÍ



Obrázek 2.5: Rozložení elektrod v začátcích měření.



Obrázek 2.6: Rozložení elektrod v konečné fázi měření - hrudník.

2.3 Měření elektrické aktivity srdce

V momentě, kdy je sestaven měřicí řetězec a pacient je připravený na měření, spustí se zaznamenávání signálu. V této fázi je nejdůležitější kontrola jednotlivých kanálů (elektrod), zda snímají kvalitní signál či elektroda špatně snímá anebo nesnímá vůbec. Je potřeba precizní kontroly jednotlivých kanálů a jejich vyladování, aby se ve výsledku dosáhlo užitečného signálu s nosnou informací, který se bude dále zpracovávat.

Pro tuto bakalářskou práci bylo provedeno celkem deset měření. Prvních osm měřených osob byli pacienti bez srdečních poruch. Poslední dvě měření byla provedena na pacientech se srdeční poruchou - arytmiemi. Avšak jeden z naměřených pacientů se srdeční poruchou byl již po operaci.

2 POSTUP MĚŘENÍ



Obrázek 2.7: Rozložení elektrod v konečné fázi měření - záda.

3 Postup zpracování dat

Důležitou součástí této Bakalářské práce bylo naměření a následné zpracování dat. Veškerá příprava naměřených dat je velice důležitá pro jejich zpracování a vyhodnocování s ohledem na uchování nosné informace signálu.

3.1 Předzpracování dat (Preprocessing)

Zpracování naměřených záznamů EKG je možné rozdělit do tří na sebe navazujících kroků. Prvním krokem je předzpracování signálu, ve kterém se provede odstranění nežádoucích rušení a složek. Dalším krokem je zpracování signálu, ve kterém se data připraví pro jejich evaluaci a třetím krokem je jejich vyhodnocení. V této kapitole bude detailněji popsáno předzpracování dat neboli jejich filtrace. Předzpracování dat bylo provedeno v programu MATLAB společnosti MathWorks verze R2011b.[8]

Během měření je získán velký objem dat, se kterým se musí dále pracovat. Naměřené signály jsou zatíženy různými rušivými signály neboli artefakty. Proto je potřeba data předzpracovat tak, že odstraníme rušivé artefakty, které daná data znehodnocují. [8]

3.1.1 Artefakty

Podle definice se artefakt označuje jako jev, který nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Lze je popsat z hlediska svého původu, ale také podle interakce s užitečným signálem. [8]

3.1.2 Artefakty z hlediska svého původu

Artefakty z hlediska svého původu se dělí do dvou skupin:

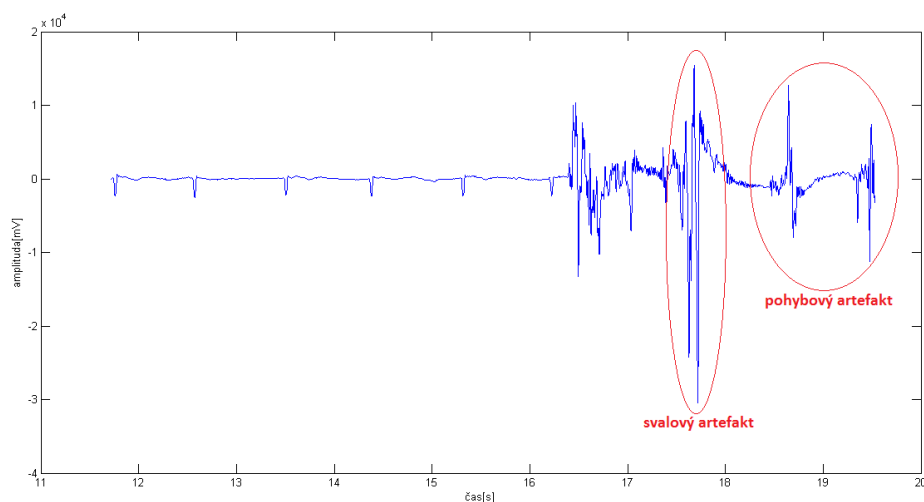
- technické artefakty,
- artefakty biologického původu.

K technickým artefaktům se řadí síťové rušení neboli síťový brum, které způsobuje především špatný způsob zemnění či umístění měřicího systému blízko výkonového spotřebiče. Dále k technickým artefaktům patří elektrochemické změny, které vznikají v gelu elektrody, který interaguje s tělními tekutinami. Gel je nutný pro správný přenos signálů. V neposlední řadě se řadí k technickým artefaktům šum elektronických obvodů zařízení, které jsou obsažené v přístrojích podílejících se na měření a mohou mít velký vliv na měření. [8]

Artefakty biologického původu jsou způsobeny jednak svalovou aktivitou, ale také pohybem. Významným rušením EKG signálu je kolísání izolinie v důsledku dýchání a přeměny chemického složení gelu elektrod (jako již bylo uvedeno u technických artefaktů). Vzájemný vliv různých orgánů taktéž způsobuje významné rušení EKG signálu. Na obrázku 3.1 lze pozorovat jak pohybový, tak svalový artefakt, který se objevil při měření. Svalový artefakt je širokopásmový a při měření se objevuje zejména, když v

3 POSTUP ZPRACOVÁNÍ DAT

místnosti není udržována konstantní teplota a měřená osoba začne pociťovat chlad, což způsobuje svalový třes, který se projeví na měřeném signálu v širokém spektru frekvencí. Pohybový artefakt je způsoben pohybem elektrody na kůži, což se na záznamu objeví jako kolísání izolinie. [8]



Obrázek 3.1: Artefakt při měření - pohybový a svalový artefakt.

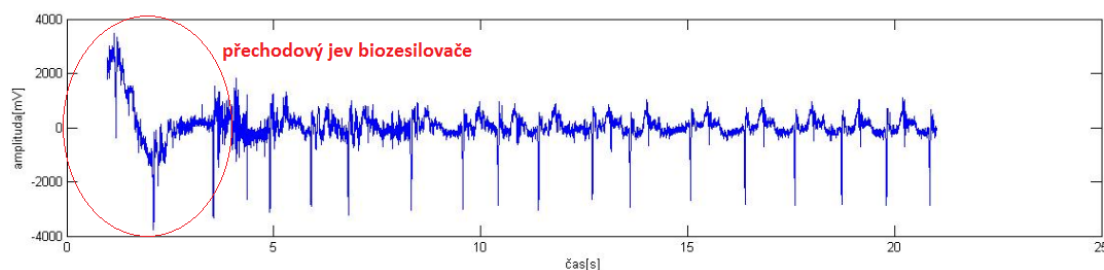
3.1.3 Artefakty z hlediska interakce s užitečným signálem

Artefakty z hlediska interakce s užitečným signálem se dělí taktéž do dvou skupin:

- artefakty v oblasti nízkých kmitočtů,
- artefakty v oblasti vyšších kmitočtů.

K první skupině se řadí artefakty jako např. kolísání izolinie, která se pohybuje kolem hodnoty 0,5 Hz, někdy až 0,67 Hz, což je hodnota odvozena od klinicky nejnižšího srdečního rytmu (40 tepů/min). [8] A k artefaktům v oblasti vyšších kmitočtů se řadí svalová aktivita, která může být však širokospektrální a sítové či elektromagnetické rušení. Na obrázku 3.2 lze vidět mírné kolísání izolinie, které je způsobeno dýcháním a elektrochemickými změnami v gelu elektrody. Na začátku signálu lze také pozorovat velký výkyv křivky, který je způsoben přechodovým jevem biozesilovačem, proto je naměřená křivka velice vychylena, avšak po krátké době cca 5 sekund dojde k ustálení. [8]

3 POSTUP ZPRACOVÁNÍ DAT



Obrázek 3.2: Artefakt při měření - Kolísání izolinie.

3.1.4 Filtrace signálu

Jak bylo již dříve zmíněno filtrace dat slouží k potlačení rušivých signálů s ohledem na to, aby nedošlo k poškození užitečného signálu. Zejména v ST úseku elektrokardiogramu, který obsahuje nízké frekvence a mohlo by tedy dojít ke zkreslení a ovlivnění diagnostické informace. Dle předchozích výzkumů a vědeckých článků podložených na experimentech existuje celá řada metod, jak filtrovat EKG. Zejména se využívá číslicové filtrace. Nejpoužívanější typ je filtr s konečnou impulsní odezvou (FIR), který může mít lineární fázovou charakteristiku. Dalším způsobem filtrace EKG signálu je využití vlnkové transformace.

Pro filtraci EKG je možné použít filtry typu dolní propust, horní propust, pásmová propust a pásmová zádrž. Obvykle se využívají filtry během měření. Slouží k potlačení okolního rušení a jsou většinou nastavovány tak, aby nedocházelo ke zkreslení signálu. V měřicím softwaru můžeme zvolit filtr typu NOTCH neboli pásmová zádrž na 50 Hz, pro odstranění síťového rušení. Dále se používají filtry typu dolní a horní propust s mezními kmitočty 0,5 Hz až obvykle 200 Hz a útlumem -1 dB. Při prováděných měřeních je nutné mezní kmitočty pro dolní propust snížit z důvodu velice silného okolního rušení, někdy tedy na 100 až 60 Hz. Filtrace během měření je v některých případech nedostatečná, proto je potřeba signály filtrovat dodatečně pomocí konvoluce signálu s impulsní charakteristikou FIR filtru. Následující řádky budou věnovány příkladům filtrů pro předzpracování EKG signálu, které byly využity v této bakalářské práci. [8, 15]

3.1.5 Filtr typu FIR

Číslicové filtry dělíme podle způsobu odezvy, buď je odezva nekonečná, nebo konečná. Filtr typu FIR (Finite Impulse Response) je filtr s konečnou impulsní odezvou. Navrhuje se různými metodami, ale pro tuto bakalářskou práci je využita metoda váhování impulsní charakteristiky s využitím funkce okna, kdy se nejprve zvolí okno a po té se navrhuje filtr. Mezi základní vlastnosti FIR filtru patří stabilita, dále může mít lineární fázovou charakteristiku, která se využívá pro zpracování biologických signálů. Kdyby měl nelineární fázovou charakteristiku, docházelo by ke zkreslení signálu. Odezva na přechodový jev po aplikaci filtru má konečnou dobu trvání. Mezi nevýhody tohoto filtru patří špatná

3 POSTUP ZPRACOVÁNÍ DAT

dosažitelnost strmých přechodů mezi propustným a nepropustným pásmem. A s rostoucím řádem filtru roste zpoždění filtru. Odezva FIR filtru se vypočítá pomocí konvoluce měřeného signálu. Diferenciální rovnice FIR filtru 3.1: [4, 7, 8]

$$y_n = h_0x_n + h_1x_{n-1} + \dots + h_{N-1}x_{n-(N-1)} = \sum_{i=0}^{N-1} h_i x_{n-i} \quad (3.1)$$

kde h jsou koeficienty filtru, x je vstupní signál a y je vyfiltrovaný signál.

Lze provést návrh filtru typu dolní propust, ale i filtru typu horní propust. Při návrhu filtru je důležitá jeho impulsní charakteristika. Je možné měnit vlastnosti filtru a to, jak bude vypadat jeho frekvenční charakteristika. Všechny navržené filtry v programu MATLAB s mezními kmitočty mají útlum -1 dB. Návrh filtru probíhá následovně. Je nutné definovat parametry, které slouží k vytvoření filtru [8, 15, 16]:

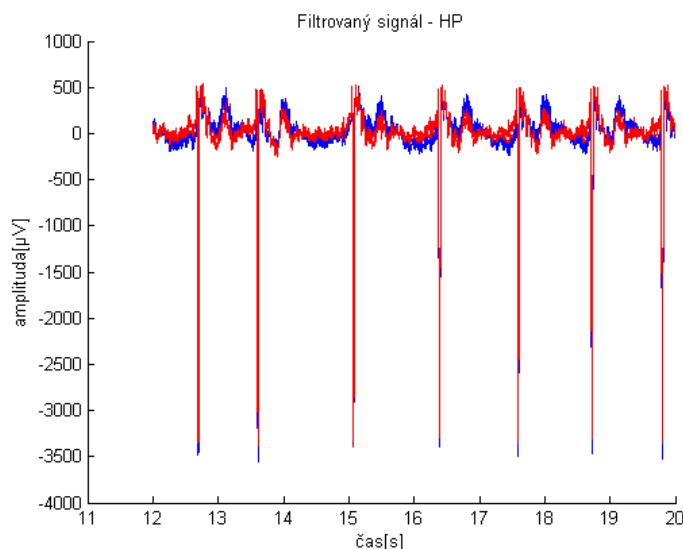
- mezní kmitočet v propustném pásmu v [Hz] - F_p ,
- mezní kmitočet v nepropustném pásmu v [Hz] - F_{st} ,
- maximální zvlnění v propustném pásmu v [dB] - A_p ,
- maximální útlum v nepropustném pásmu v [dB] - A_{st} .

Hodnoty jednotlivých parametrů se mohou lišit podle nastavení filtrů, které chceme navrhnout. Avšak Americká Kardiologická Asociace (AHA - American Heart Association) vytvořila obecné doporučení pro předzpracování EKG signálu. Tato doporučení jsou platná a jsou využívána po celém světě. [8, 15, 16]

U filtrů typu horní propust AHA asociace doporučuje nefiltrovat na vyšší frekvenci, než je 0,67 Hz, což přibližně odpovídá srdeční frekvenci 40 tepů/min. Obvykle se však používá mezní kmitočet 0,5 Hz, pokud by byl naměřený signál filtrován na mezním kmitočtu větším než dané maximum, docházelo by k velkému zkreslení signálu. V ideálním případě je naměřený signál tak dokonalý a bez rušení, že nemusí dojít k použití filtru typu horní propust. Tento filtr se aplikuje na naměřený signál zejména pro odstranění kolísání izoliny, která vzniká zejména vlivem dýchání. Další příčinou může být změna chemického složení gelu elektrody a její přilnavosti, jak už bylo zmíněno v předchozí kapitole u artefaktů. Na obrázku 3.3 je možné vidět aplikace filtru typu horní propust na signál a jeho srovnání s naměřeným signálem. Modře je zobrazen naměřený signál, červenou barvou je zobrazen již vyfiltrovaný signál. Pro tento filtr byl zvolen mezní kmitočet v propustném pásmu 0,5 Hz, mezní kmitočet v nepropustném pásmu 0,01 Hz, maximální zvlnění v propustném pásmu 1 dB a maximální útlum v nepropustném pásmu 20 dB. [8, 15, 16]

Dalším filtrem, který lze použít pro předzpracování dat, je filtr typu dolní propust. Doporučením AHA asociace pro dolnopropustné filtry je mezní kmitočet o 100 Hz, v některých případech je možné zvýšit danou mez, přičemž by neměla být více než 150 Hz. Avšak hodnoty mezních kmitočtů se mohou lišit v závislosti na věku pacientů. U dětí se dovoluje mezní kmitočet pro filtr typu dolní propust až na 250 Hz. Dále AHA asociace doporučuje nefiltrovat EKG signál na menším mezním kmitočtu než 40 Hz, po

3 POSTUP ZPRACOVÁNÍ DAT



Obrázek 3.3: Ukázka efektu filtrace horní propustí s mezním kmitočtem 0,5 Hz.

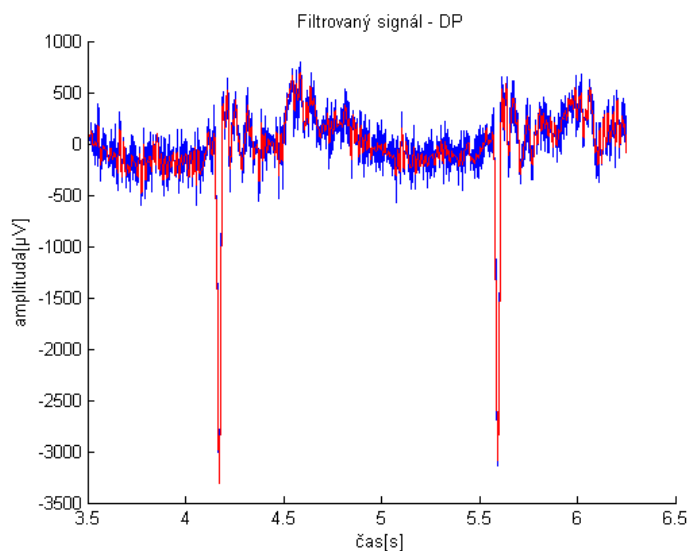
té dochází k velkému zkreslení naměřeného signálu. Filtr typu dolní propust se používá především pro odstranění síťového a okolního rušení, které je způsobeno jinými přístroji či spotřebiči v blízkosti měření, a také pro odstranění svalového artefaktu, který je širokospektrální. Na obrázku 3.4 je možné vidět navrhnutý filtr typu dolní propust (červeně) a jeho srovnání s původním naměřeným signálem (modře). Pro tento filtr byl zvolen mezní kmitočet v propustném pásmu 60 Hz, mezní kmitočet v nepropustném pásmu 100 Hz, maximální zvlnění v propustném pásmu 1 dB a maximální útlum v nepropustném pásmu 60 dB. Podle vědeckých článků se pro návrh dolnoproputného filtru používají proměnné funkce FIR filtru - Hammingovo, Hannovo a Kaiserovo okno. [17] Všechny tyto metody byly odzkoušeny a jako nejlepší bylo vyhodnoceno Hammingovo okno, které bylo navrženo se stejnými parametry jako předchozí dolnoproputný filtr. Výsledek je zaznamenán na obrázku 3.5. Rozdíly mezi okny jsou tvořeny jejich frekvenčními a fázovými charakteristikami, které se svým tvarem a průběhem mezi sebou liší. [8, 15, 16, 17]

Je všeobecně známo, že aplikace filtrů může výrazně změnit informační hodnotu signálu a výrazně ho zkreslit. Pro další zpracování signálu je však důležité, aby jeho zkreslení bylo co nejmenší a mohlo tak dojít k o objektivnímu vyhodnocování naměřených dat. Proto se měření musí provést nejlépe, jak je to možné, aby aplikace filtrů byla co nejmenší. Při měření prováděných pro tuto bakalářskou práci byl na tento fakt kladen veliký důraz a měření se provádělo tak, aby se naměřený signál už nemusel filtrovat.

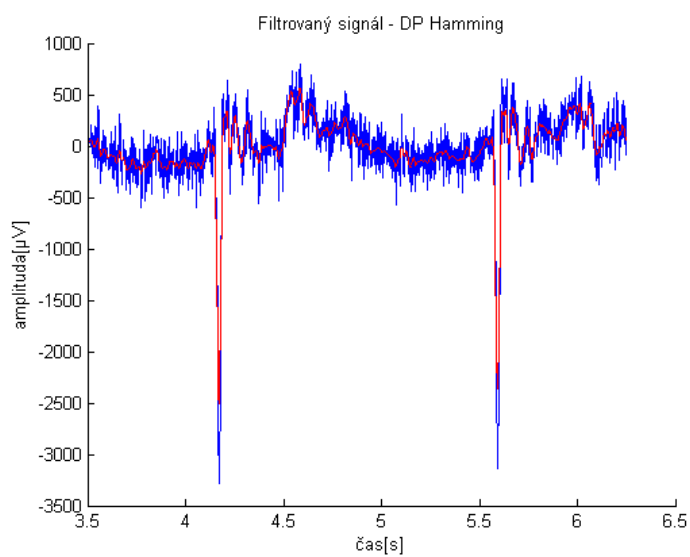
3.2 Zpracování dat (Processing)

V předchozích kapitolách byly popsány kroky, které jsou důležité pro předzpracování dat. Zpracováním se myslí zobrazení dat v barevné okamžikové amplitudové mapě, která se

3 POSTUP ZPRACOVÁNÍ DAT



Obrázek 3.4: Ukázka efektu filtrace dolní propustí s mezním kmitočtem 60 Hz.



Obrázek 3.5: Ukázka efektu filtrace dolní propustí s funkcí okna - Hammingovo okno s mezním kmitočtem 60 Hz.

vyvíjí v čase. Plocha mapy představuje hrudník nebo záda, na kterých byly umístěné elektrody. V potenciálové mapě lze vidět distribuci potenciálů na povrchu hrudníku a zad. Zpracování dat bylo provedeno v programu MATLAB společnosti MathWorks verze R2011b s následujícími kroky:

1. načtení dat z jednotlivých kanálů a načtení pozic elektrod,

3 POSTUP ZPRACOVÁNÍ DAT

2. vytváření biopotenciálové mapy,
3. výsledné zobrazení mapy.

3.2.1 Načtení dat z jednotlivých kanálů a načtení pozic elektrod

První krokem pro zpracování dat je jejich načtení z jednotlivých kanálů. V načtené matici řádky představují jednotlivé kanály a sloupce představují naměřená data (μV). Data jsou naměřená pro jednotlivé časy a počet vzorků za sekundu je dán nastavením vzorkovací frekvence. Po načtení naměřených a předzpracovaných dat je důležité načíst matici s pozicemi elektrod. Funkce *imshow* zobrazuje fotografii pořízenou během měření, na které lze vidět umístění elektrod na hrudníku potřebné pro definování pozic elektrod v souřadnicovém systému. Pomocí funkce *ginput* se definuje počet bodů, který se zaznamená na zobrazené fotografii. Po dodefinování pozic všech elektrod se uloží matice pod proměnnou, kterou určíme a je možné ji využít pro mapování.

3.2.2 Vytváření biopotenciálové mapy

Data, které se budou zobrazovat v mapě je potřeba dále zpracovat a připravit. K přípravě dat slouží funkce *meshgrid*, která vytvoří pravidelnou matici neboli rastr a funkce *griddata*, která provede interpolaci dat. Pro vytvoření výsledné matice, která zobrazuje mapu je zapotřebí tří matic. První matice je matice hodnot (μV) jednotlivých kanálů, např. 48 kanálů pro hrudník a 16 kanálů pro záda. Druhá matice je matice se souřadnicemi (xy) jednotlivých elektrod, resp. kanálů, vzniklá volbou myši ve funkci *ginput*. Poslední (třetí) matice je vytvořená pomocí funkce *meshgrid* - pravidelný rastr (matice xx, yy), která je potřebná pro zobrazení v systému MATLAB. Nakonec se pomocí funkce *griddata*, jejíž vstupem jsou všechny tři výše zmíněné matice, vytvoří výsledná matice vhodná pro zobrazování v systému MATLAB. Funkce *griddata* provede pomocí jedné z interpolačních metod přiřazení hodnot μV k jednotlivým bodům pravidelného rastru (resp. gridu). Funkci *griddata* je možné nahradit funkcí *TriScatteredInterp*, která má identický výsledek, ale dle dokumentace MATLABu je lépe vnitřně optimalizovaná.

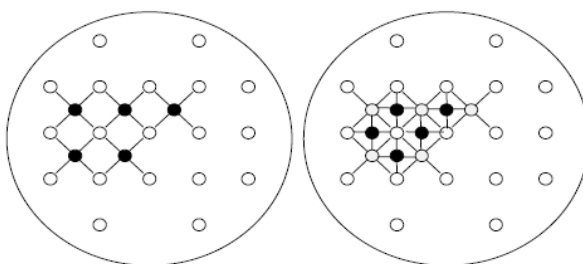
Mezi nejčastěji využívané interpolační metody patří: lineární, natural, nearest, cubic a v4 (popis součástí MATLABu). Funkce *griddata* umožňuje výběr ze čtyř interpolačních metod - lineární, cubic, nearest a v4. Funkce *TriScatteredInterp* umožňuje výběr ze tří interpolačních metod - lineární, natural a nearest. Tyto metody se dají jednoduše v MATLABu měnit a tím se dá sledovat, která z interpolací je nejlepší. Liší se v přístupu k datům. Některé z metod (cubic, v4) produkují hladké povrchy dat, jiné (linear, nearest) vytvářejí diskontinuity ve výsledném obrázku, což se projevuje tmavými místy na obrázku. Je možné si to představit na křivce a jejím průběhu. U prvních zmíněných metod bude mít křivka hladký průběh narozdíl u dalších zmíněných, kdy křivka bude hranatá a nebude mít hladký průběh. Všechny metody kromě v4 jsou založeny na Delaunayho triangulaci, která daná data rozdělí do co možná nejvíce rovnostranných trojúhelníků. Každý trojúhelník tak reprezentuje hodnotu povrchu daného místa. Každý bod je součástí více trojúhelníků. [7, 16, 19, 20]

3 POSTUP ZPRACOVÁNÍ DAT

Lineární interpolace patří mezi metody prokládání křivek. Pokud známe dva body souřadnice, tak přímka mezi nimi je lineární interpolace. Vypočítá se pomocí vztahu 3.2:

$$\frac{y - y_0}{y_1 - y_0} = \frac{x - x_0}{x_1 - x_0} \quad (3.2)$$

Kubická interpolace je založena na podobném principu jako lineární interpolace s tím rozdílem, že místo dvou bodů souřadnice potřebuje 4 body, které propojí mezi sebou do kříže, a tím danou plochu interpoluje. Když se vytvoří nové body, tak se z nich dále utvářejí nové a nové body, a každý krok se nazývá iterace. První iterace je vytvořena ze 4 základních bodů, v momentě, kdy se vytváří nové, provede se další iterace, poté další až se tímto vytvoří celá mapa. Na obrázku 3.6 je možné vidět, jak iterace probíhají. [7, 16, 19]



Obrázek 3.6: Postup kubické interpolace. [16]

Interpolace „nearest“ vybírá hodnotu nejbližšího bodu, avšak už nebere v úvahu hodnoty okolních bodů, čímž se stává interpolací, která interpoluje daná data pouze v okolních místech a dále už ne, tudíž vytváří samostatná místa a ve výsledném obrazu tvoří tzv. mozaiku místo hladkého obrázku. Narozdíl od předchozích metod, tato metoda negeneruje nové body. [19]

Jako poslední interpolace „v4“ je funkcí programovacího prostředí MATLABu, která se dá pomocí funkce *griddata* použít. Je připodobňována ke kubické metodě interpolace. Avšak liší se tím, že je schopná (jako jediná z uvedených metod) extrapolovat. Všechny výše zmíněné metody kromě „v4“ pouze interpolují, ale neextrapolují. Tím, že interpolují dochází ke vzniku černých míst v mapě tam, kde už nejsou rozloženy elektrody. Extrapolace tedy umožňuje výpočet bodů i kolem sítě elektrod. [19]

Všechny zmíněné interpolace byly aplikovány na naměřená data. Nebyly zaznamenány velké rozdíly mezi lineární a kubickou interpolací. Interpolace „nearest“ je nejméně vhodná pro použití k vytváření map v této práci. Naopak metoda v4 je jednou z nejlepších metod pro aplikaci na naměřená data díky své extrapolační funkci.

3.2.3 Výsledné zobrazení mapy

V momentě, kdy je vytvořena výsledná matice (postup popsán v předchozí kapitole), je předána funkci *imagesc*, která zobrazí výslednou matici a vytvoří mapu, která se vyvíjí v čase. Je tedy možné vidět barevně měnící se mapu v závislosti na naměřených datech. Důležitou součástí zobrazení mapy je škála barev, kterou nastavuje funkce *colormap* s

3 POSTUP ZPRACOVÁNÍ DAT

ohledem na naměřená data. Škála barev funguje tak, že v místě s největší naměřenou hodnotou potenciálu je červená barva a přes celou škálu přechází až k modré, což je místo, kde je nejnižší hodnota potenciálu.

4 Grafické uživatelské rozhraní

V předchozích kapitolách bylo popisováno naměření dat a jejich zpracování. Pro zobrazení výsledků bylo vytvořeno grafické uživatelské prostředí v programu MATLAB společnosti MathWorks verze R2011b, ve kterém je možné naměřená data zobrazit, následně zobrazit biopotenciálové mapy a provádět jejich úpravy či uložení. V přílohách této bakalářské práce je na obrázku A.1 zobrazeno vytvořené grafické prostředí.

Při inicializaci grafického uživatelského rozhraní se v první řadě musí načíst všechna potřebná data. Pro načtení dat uživatel musí kliknout na tlačítko *Load files*. V momentě kdy klikne na tlačítko, zobrazí se nové okno *Load files*, které je zobrazeno na obrázku 4.1. Nejprve uživatel musí načíst naměřená data - *Load data*, dále matici s pozicemi elektrod z hrudníku, a nakonec matici s pozicemi elektrod ze zad. Pokud uživatel nenahraje žádná data, zobrazí se hláška „No data loaded“ a není mu umožněno další nahrávání dat.

V případě, že uživatel nemá soubory s pozicemi elektrod je možné si tento soubor vytvořit. Kliknutím na tlačítko *Load image* si uživatel zvolí fotografii s hrudníkem, kterou chce použít pro definování pozic elektrod. Dále zadá do editačního políčka *Number of electrodes* počet elektrod kolik chce zvolit a klikne na tlačítko *Start clicking-positions*, čímž spustí začátek volby pozic elektrod. Po skončení volby potřebného počtu elektrod se uvolní tlačítko *Save* a uživatel může soubor se zvolenými pozicemi elektrod uložit a dále nahrát a při dalším spuštění lze znovu využít. V momentě, kdy všechna data jsou nahrána, zmáčkne se tlačítko *Finish* a tím dojde k předání dat mezi rozhraními. Předání dat zajišťují globální proměnné definované v hlavním GUI. Pokud načtení proběhne v pořádku, vedle tlačítka *Load files* se objeví hláška „Status: Data loaded OK“, tím je ověřeno správné nahrání dat.

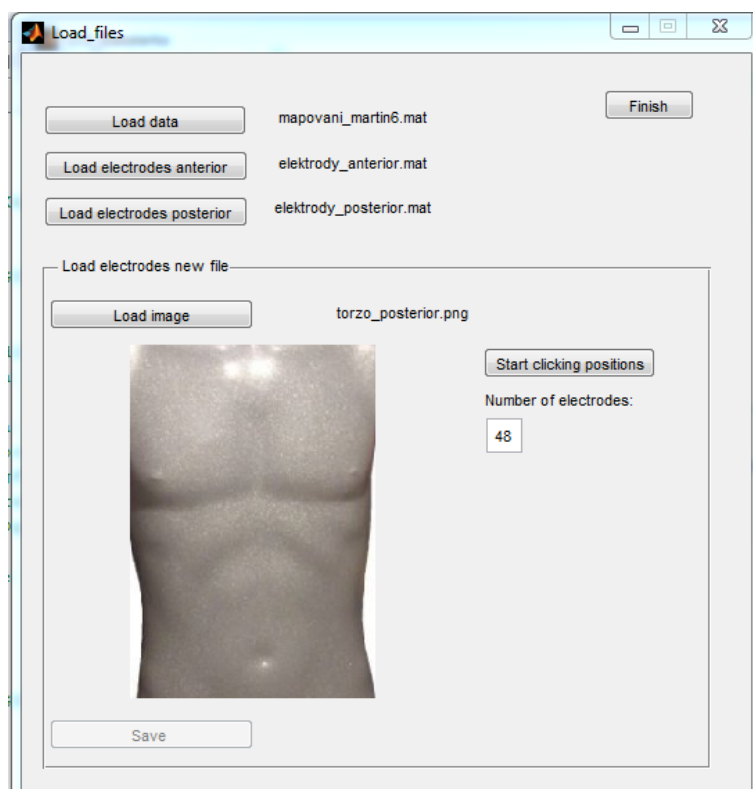
V okamžiku, kdy jsou data nahrána, spustí se výpočet filtrů dolní a horní propust. Výpočet je zasazen do začátku programu, aby bylo možné je kdykoliv během spuštění aplikovat. Aplikace filtrů na data je možná pomocí zaškrtačkových boxů, které jsou zobrazené na obrázku 4.2. V případě, kdy naměřená data obsahují artefakty, např. síťovým rušením či kolísáním izoliny, je možné je aplikovat. Pro dolní propust byl zvolen mezní kmitočet 60 Hz a pro horní propust byl zvolen mezní kmitočet 0,5 Hz.

Pomocí dvou editačních políček *Channel from* a *Channel to* zobrazených na obrázku 4.3 je možné zobrazit v grafu nad nimi libovolný kanál či libovolný rozsah kanálů. Vždy je nutné provést potvrzení kanálů tím, že uživatel klikne mimo editační tlačítko nebo pomocí tlačítka *Enter* na klávesnici, aby se vybraný kanál zobrazil.

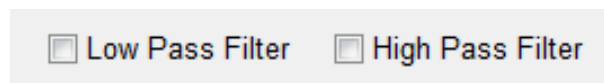
Po načtení a zobrazení kanálů je možné zvolit interpolační funkci a metodu interpolace (obrázek 4.4, které byly popsány v předchozí kapitole. Pomocí rozbalovacího menu si uživatel může vybrat mezi funkcemi *griddata* nebo *TriScatteredInterp*. U každé z těchto metod si dále může vybrat mezi interpolačními metodami. U funkce *griddata* je na výběr ze čtyřech možností, u funkce *TriScatteredInterp* je na výběr ze třech možností. Funkce a metody se dají měnit také během spuštěných map.

Pro spuštění biopotenciálových map je potřeba kliknout na tlačítko *Start*. V ten moment se začnou zobrazovat mapy pro hrudník a záda, které se vyvíjejí v čase. Zároveň se začne v grafu přesouvat kurzor červené svislé čáry, který signalizuje, v které části naměřených dat (srdečního cyklu) se biopotenciálová mapa nachází. Podél map je zob-

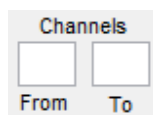
4 GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ



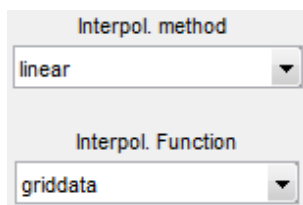
Obrázek 4.1: Vzhled grafického uživatelského prostředí pro načtení dat.



Obrázek 4.2: Zaškrtnuté boxy pro aplikaci filtrů na naměřená data.



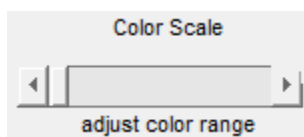
Obrázek 4.3: Editační políčka pro výběr kanálů.



Obrázek 4.4: Rozbalovací menu pro výběr interpolační funkce a metody.

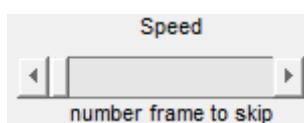
4 GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ

razován *colorbar*, který ukazuje hodnotu minima a maxima zobrazovaných dat a jejich barevná interpretace. Minimum a maximum zobrazovaných dat je vypočítáváno červeným kurzorem, který se posunuje ve stejném sledu jako se vyvíjí biopotenciálová mapa a získává minimum a maximum naměřených dat v každém okamžiku. Tyto hodnoty jsou vypočteny ze všech naměřených kanálů, proto je barevné zastoupení mapy mnohdy nepřesně určující, protože hodnoty napětí všech 64 kanálů se velmi odlišují. Pro tento problém byl přidán posuvník (slider) s názvem *Color scale*, který mění rozsah barevné škály zobrazované v biopotenciálové mapě pomocí funkce *clim*. Uživatel si tedy může podle předem získaných informací měnit rozpětí minima a maxima tak, aby na mapě mohl vidět šíření potenciálů s lepším barevným zastoupením. (obrázek 4.5)



Obrázek 4.5: Posuvník pro úpravu rozpětí napětí.

Posuvník (slider) s názvem *Speed* zajišťuje podvzorkování zobrazování signálu, což znamená přeskokování obrázků, a tím dochází k dojmu, že program je rychlejší. Ve skutečnosti dochází pouze k vynechávání snímků. Rozsah tohoto posuvníku je 1 - 20 vzorků, tudíž minimální krok je 1, maximální krok je 20. (obrázek 4.6)



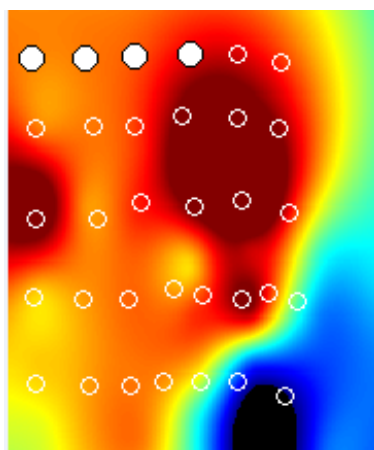
Obrázek 4.6: Posuvník pro přeskokování obrázků.

Po zmáčknutí tlačítka *Stop* je možné pomocí metody *Drag and drop* posunovat kurzorem - červenou svislou čarou na signálu a po té opět tlačítkem *Start* spustit mapování od místa kurzoru.

Na obrázku 4.7 je zobrazena mapa hrudníku zachycující jeden z okamžiků srdečního cyklu. Na celém obrázku jsou bílé kroužky, které představují pozice zvolených elektrod, některé z nich jsou však vyplněné bílou barvou. Bílá kolečka symbolizují elektrody, které byly vypsány v editačním políčku *Channel from* a *Channel to*, je tak možné vidět, ze kterých elektrod se zobrazují signály v axisu umístěném nad biopotenciálovými mapami.

Pod každou z biopotenciálových map pro hrudník a záda jsou dvě tlačítka *Save map as picture* a *Save map as data*. *Save map as picture* umožňuje uživateli po celou dobu spuštěné mapy uložit její obrázek, není potřeba průběh přerušovat. Na stejném principu funguje tlačítko *Save map as data* s tím rozdílem, že toto tlačítko ukládá data z okamžiku, ve kterém na něj uživatel klikne v podobě matice dat. (obrázek 4.8)

Při vytváření tohoto grafického prostředí v MATLABu byl objeven jeden zásadní problém - pomalá rychlost kvůli výpočetní náročnosti. Důvodem je velký objem dat díky velkému počtu elektrod. Bylo provedeno několik analýz a optimalizací, aby uživatelské



Obrázek 4.7: Biopotenciálová mapa hrudníku.



Obrázek 4.8: Tlačítka pro ukládání obrázků a dat.

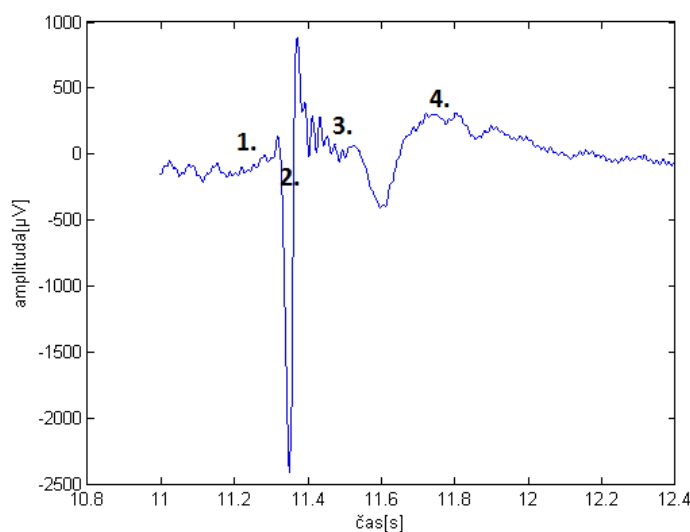
prostředí bylo rychlejší, avšak snažení nebylo příliš úspěšné. Na základě průzkumu pomocí nástroje *Profiler*, který slouží pro optimalizaci a eliminaci funkcí v programu v MATLABu bylo zjištěno, že nejvíce časově náročná je funkce *colorbar* (důkaz na obrázku B.1), která je součástí programovacího prostředí MATLAB a je potřebná pro zobrazení biopotenciálové mapy. V tomto případě je bohužel nemožné uživatelské prostředí zrychlit. Pro další realizaci bylo zjištěno, že nejvhodnější by bylo použití čistého jazyku třetí generace, jako např. C#, v lepším případě C++, které by významně zrychlyly průběh programu.

5 Porovnání výsledných map

Pro tuto bakalářskou práci bylo naměřeno celkem 10 pacientů. První 4 naměřené osoby sloužily pro zkušební měření, ve kterém byl zjišťován průběh měření, nalézání jeho systému, a také komplikace spojené s měřením. U dalších 6 naměřených osob proběhlo měření podle postupu měření popsaném v kapitole 2. Dvě osoby z celkového počtu byli pacienti se srdeční poruchou - arytmiemi.

Pomocí uživatelského prostředí (GUI) je možné zobrazovat biopotenciálové mapy jak z povrchu hrudníku, tak i ze zad. Mapy je možné porovnávat a hodnotit. Pro všechny použité interpolace vypadají mapy velice podobně, jelikož interpolace jsou založené na podobném či stejném principu. Biopotenciálová mapa s lineární interpolací je velice podobná mapě s kubickou interpolací. Avšak patrné rozdíly jsou u biopotenciálových map, u kterých byla použita interpolace „v4“. Tato interpolace je jako jediná schopna extrapolace, proto mapy vypadají vzhledově lépe, protože se na nich nevyskytují černá místa okolo elektrod.

Na obrázku 5.2 lze vidět biopotenciálové mapy, které zachycují jednu srdeční revoluci, tedy šíření potenciálu na povrchu hrudníku. Pro orientaci mapy podle EKG křivek slouží čísla, které symbolizují, v které části srdeční revoluce se mapa nachází (obrázek 5.1 Pro vytvoření byla použita lineární interpolace.



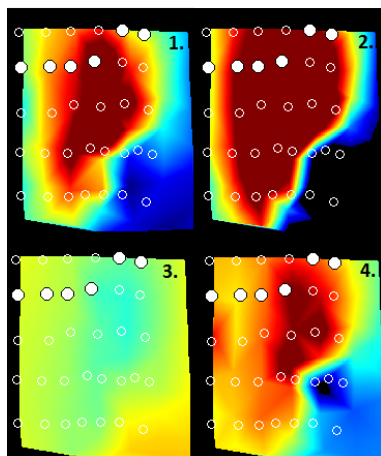
Obrázek 5.1: Signál z jedné elektrody - jedna srdeční revoluce.

Na obrázku 5.3 lze vidět stejný průběh jako na obrázku 5.2 s tím rozdílem, že byla pro vytvoření map použita kubická interpolace.

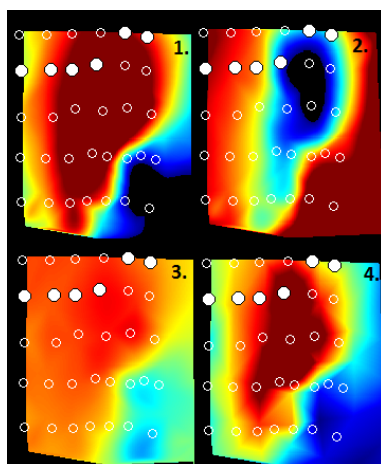
Na obrázku 5.4 lze vidět stejný průběh jako na předchozích obrázcích s tím rozdílem, že byla pro vytvoření map použita interpolace „v4“.

Šíření potenciálu na povrchu hrudníku je rozdílné od povrchu zad. Hodnota napětí na zádech je mnohem menší, než hodnota napětí v blízkosti srdce. Rozsah škály barev

5 POROVNÁNÍ VÝSLEDNÝCH MAP



Obrázek 5.2: Biopotenciálové mapy zachycující šíření depolarizační vlny na hrudníku - lineární interpolace.

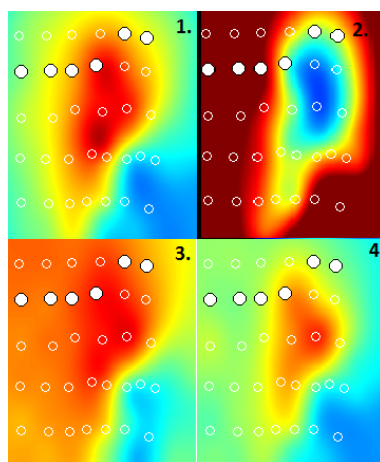


Obrázek 5.3: Biopotenciálové mapy zachycující šíření depolarizační vlny na hrudníku - kubická interpolace.

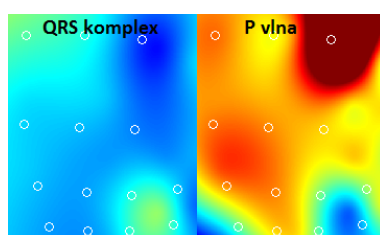
biopotenciálových map je však stejný jak pro hrudník, tak i pro záda. Proto se na zádech objevují daleko méně místa s červenou barvou. Někdy se také může stát, že signál je minimální, proto se v tom místě hodnota napětí příliš nemění. Nebo na druhou stranu se může objevit jedna elektroda, která špatně snímá a zde je právě naopak neustále červeně zbarvené místo. Na obrázku 5.5 lze vidět dvě biopotenciálové mapy. První z nich je zachycena mezi srdečními revolucemi a druhá je zachycena během srdeční revoluce.

Součástí této bakalářské práce bylo naměření dvou pacientů se srdečními arytmiemi. Na obrázku 5.6 lze vidět zachycení jednoho okamžiku biopotenciálové mapy naměřeného pacienta s arytmiemi během srdeční revoluce. Šíření potenciálu je zde velmi podobné jako u zdravého člověka, avšak v době kdy se na záznamu objeví extrasystola, tak se hodnoty napětí pozmění a tím i barevné rozložení mapy.

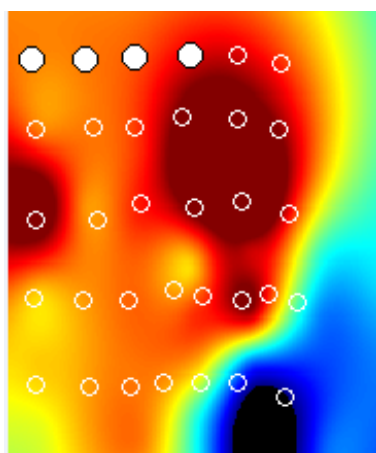
5 POROVNÁNÍ VÝSLEDNÝCH MAP



Obrázek 5.4: Biopotenciálové mapy zachycující šíření depolarizační vlny na hrudníku - interpolace v4



Obrázek 5.5: Biopotenciálové mapy zachycující šíření depolarizační vlny na zádech - interpolace v4.



Obrázek 5.6: Biopotenciálové mapy zachycující jeden okamžik šíření depolarizační vlny na hrudníku u pacienta s arytmiemi - interpolace v4.

Závěr

Mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku je velice perspektivní metodou zaznamenávání elektrické aktivity srdce, která poskytuje vyšší diagnostickou hodnotu. Popisuje šíření potenciálu nejen na povrchu hrudníku, ale také rozložení elektrických potenciálů v samotném srdci, kterým se zabývá inverzní problém v elektrokardiografii. Biopotenciálové mapování je předmětem mnoha výzkumů a zefektivňování postupů měření a zpracování, které by posunuly klinickou praxi o krok dále, a tím pomohly lepší diagnostice srdečních poruch, které nejen díky životnímu stylu lidstva jsou stále více rozšířenější.

Po nastudování vědeckých článků a odborných publikací jsem realizovala sadu měření, na jejichž základě jsem vytvořila finální postup měření. Navrhla jsem uspořádání elektrod - hustá síť 48 elektrod kolem srdce na povrchu hrudníku a 16 elektrod na záda. Vyzkoušela jsem různé postupy měření při odlišných podmínkách pro měření. Realizováno bylo 10 měření, z nichž první čtyři byly zkušební. Na zbylých šesti pacientech bylo provedeno řádné měření, z nichž dvě byly provedeny na pacientech se srdeční poruchou - arytmiemi. Tuto srdeční poruchu jsem si vybrala, protože je nejlépe rozpoznatelná na EKG křivce. Během měření se objevily problémy spojené s komfortem pacienta a zaznamenáváním signálu, které jsem vyřešila.

Naměřená data jsem zpracovala a vytvořila z nich okamžikové potenciálové mapy, které zobrazují šíření potenciálů na povrchu hrudníku a zad v čase. Pro zobrazení výsledků jsem vytvořila grafické uživatelské rozhraní v programu MATLAB. Při vytváření bylo přihlíženo na jednoduchou ovladatelnost programu. V uživatelském prostředí lze zobrazovat naměřený signál a biopotenciálové mapy a měnit interpolační funkci a metodu, která bude aplikována na biopotenciálovou mapu. Průběh biopotenciálových map lze uložit v programu na jednotlivé obrázky a matci dat. Při vytváření uživatelského prostředí jsem narazila na výpočetní náročnost programu, která způsobuje pomalou rychlost uživatelského prostředí. Po provedení analýzy za pomoci nástroje *Profiler* v MATLABu jsem zjistila, že funkce, které program zpomalují nejvíce, jsou funkce definované MATLABem a využívají se pro vytvoření biopotenciálových map. Pro zlepšení rychlosti navrhuji použití jiných programovacích jazyků, jako např. C# či v lepším případě C++.

Při vypracovávání této bakalářské práce jsem objevila spoustu možností pro další výzkum v oblasti mapování elektrických potenciálů z povrchu hrudníku. Zejména v oblasti rozložení elektrod, rekonstrukce dat a jejich zobrazování. Pro lepší vyhodnocování map je zapotřebí použití jiných programovacích jazyků, jak již bylo dříve zmíněno. Všechny body zadání bakalářské práce jsem vypracovala a nad její rámec jsem provedla měření arytmií a vytvoření grafického uživatelského prostředí programu MATLAB.

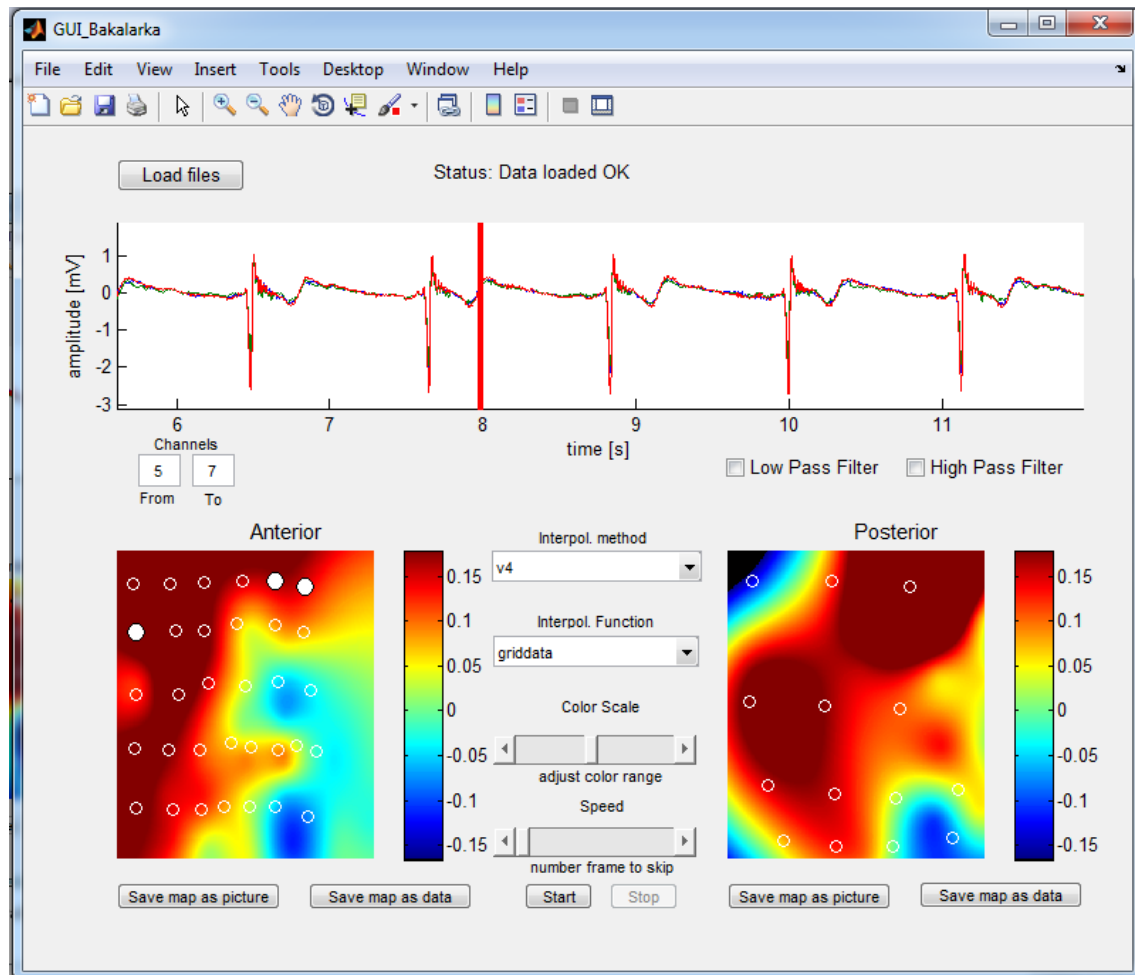
6 Literatura

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3: učební texty*. 2. upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004, 320 s. ISBN 80-247-1132-4.
- [2] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] RUTTKAY-NEDECKÝ, Ivan. *Elektrické pole srdce*. Bratislava: VSAV, 1983.
- [4] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995, xxii, 482 p. ISBN 01-950-5823-2.
- [5] HAMPTON, John R a Robert PLONSEY. *EKG: stručně, jasně, přehledně*. 1. vyd. Překlad Jiří Dostal, Barbora Kadlecová. Praha: Grada, 1996, 107 s. ISBN 80-716-9153-4.
- [6] *Archiv České koruny: edice faksimilií*. Vyd. 1. Praha: Archivní správa ministerstva vnitra, 2005. ISSN 1336-1376. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/83682>
- [7] MACFARLANE, Peter W. *Comprehensive electrocardiology*. 2nd ed. / . London: Springer, c2011, 4 v. (xvii, 2291 p.). ISBN 18-488-2047-X.
- [8] ZVÁROVÁ, Jana. *Data a znalosti v biomedicíně a zdravotnictví*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2010, 427 s. Biomedicínská informatika, 4. ISBN 978-802-4618-050.
- [9] HAMAN. *Základy EKG*. [online]. [cit. 2014-04-06]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/arytmie.htm>
- [10] *Převodní systém srdeční*. [online]. [cit. 2014-04-06]. Dostupné z: <https://www.prirodovedci.cz/zeptejte-se-prirodovedcu/185>
- [11] *Akční potenciál*. [online] [cit. 2014-04-06]. Dostupné z: http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/a/aa/Ventricular_myocyte-action_potential.svg
- [12] *EKG křivka*. [online] [cit. 2014-04-06]. Dostupné z: <http://smartmania.cz/clanky/specialni-kryt-alivecor-ecg-pro-iphone-maly-zazrak-nebo-velky-podvod-174>
- [13] *EKG Učebnice: Vlny, kmity a intervaly na EKG křivce*. [online]. [cit. 2014-04-06]. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/1-2-0-0-cz-vlny-kmity-a-intervaly-na-ekg-krivce/1-2-1-0-cz-vlny-kmity-a-intervaly-na-ekg-krivce.html>
- [14] MILLET-ROIG, J.; GUILLEM, M.S.; IGUAL, J.; LLINARES, R.; RUIZ, R. *Contributions for the optimal lead placement for the study of atrial fibrillation applying Independent Component Analysis to 64 body surface potential mapping recordings*. Computers in Cardiology, 2006 , vol., no., pp.389,392, 17-20 Sept. 2006

- [15] KLIGFIELD, P., L. S. GETTES, J. J. BAILEY, R. CHILDERS, B. J. DEAL, E. W. HANCOCK, G. VAN HERPEN, J. A. KORS, P. MACFARLANE, D. M. MIRVIS, O. PAHLM, P. RAUTAHARJU a G. S. WAGNER. *Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. Part I: The Electrocardiogram and Its Technology*. A Scientific Statement From the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society. Endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology. *Circulation*. s. -. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200>
- [16] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, 1 CD-R. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [17] JOSHI, Sarang L., Rambabu A VATTI a Rupali V. TORNEKAR. *A Survey on ECG Signal Denoising Techniques*. 2013 International Conference on Communication Systems and Network Technologies. IEEE, 2013, s. 60-64. DOI: 10.1109/CSNT.2013.22. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6524358>
- [18] *Mechanické a elektrické projevy kardiiovaskulárního systému*. [online]. [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://www.eamos.cz/amos/index.php>
- [19] *Interpolants*. MathWorks [online]. [cit. 2014-04-26]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/curvefit/interpolants.html>
- [20] *Delaunayho triangulace*. [online]. [cit. 2014-04-26]. Dostupné z: <http://gis.zcu.cz/studium/ugi/cviceni/ch08s01.html>
- [21] *USB Biosignal Amplifiers*. [online]. [cit. 2014-04-29]. Dostupné z: <http://www.gtec.at/Products/Hardware-and-Accessories/g.USBamp-Specs-Features>

A GUI

A GUI



Obrázek A.1: Vzhled grafického uživatelského prostředí

B UKÁZKA POUŽITÍ NÁSTROJE PROFILER V MATLABU

B Ukázka použití nástroje Profiler v MATLABu

Profile Summary
Generated 26-Apr-2014 13:20:45 using cpu time.

Function Name	Calls	Total Time	Self Time*	Total Time Plot (dark band = self time)
GUI_Bakalarka	2	67.652 s	0.000 s	
gui_mainfcn	2	67.651 s	0.003 s	
...hObject.eventdata guidata(hObject)	1	67.649 s	0.000 s	
GUI_Bakalarka>startbutton_Callback	1	67.646 s	6.281 s	
GUI_Bakalarka>drawOneFrame	134	50.017 s	1.744 s	
colorbar	134	30.853 s	0.152 s	
colorbar>make_colorbar	134	28.527 s	0.025 s	
scribe.colorbar.methods	1736	25.504 s	0.108 s	
scribe.colorbar.colorbar	134	24.121 s	0.347 s	
...methods>initialize_colorbar_properties	266	23.402 s	18.838 s	
caxis	400	11.408 s	0.412 s	
...bar.init>localResetColorBarProperties	132	10.235 s	0.127 s	
GUI_Bakalarka>prepareOneFrame	134	9.554 s	0.125 s	
griddata	134	9.363 s	0.059 s	
griddata>linear	134	9.238 s	9.193 s	
scribe.colorbar>update_colorbar_props	634	8.785 s	0.881 s	

Obrázek B.1: Analýza grafického uživatelského prostředí pomocí nástroje Profiler v prostředí MATLAB.